

**PERBAIKAN KUALITAS CITRA *DENTAL PANORAMIC RADIOGRAPH*
(DPR) PADA TULANG MANDIBULA DENGAN MENGGUNAKAN
*IMPULSIVE NOISE REMOVAL***

SKRIPSI

Oleh:

**DELLIANA EKA WARDHANI
NIM: 09650127**



**JURUSAN TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI (UIN) MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2013**

**PERBAIKAN KUALITAS CITRA *DENTAL PANORAMIC RADIOGRAPH*
(DPR) PADA TULANG MANDIBULA DENGAN MENGGUNAKAN
*IMPULSIVE NOISE REMOVAL***

SKRIPSI

Oleh:

DELLIANA EKA WARDHANI
NIM: 09650127



**JURUSAN TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI (UIN) MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2013**

**PERBAIKAN KUALITAS CITRA *DENTAL PANORAMIC RADIOGRAPH*
(DPR) PADA TULANG MANDIBULA DENGAN MENGGUNAKAN
*IMPULSIVE NOISE REMOVAL***

SKRIPSI

**Diajukan Kepada:
Fakultas Sains dan Teknologi
Universitas Islam Negeri (UIN) Maulana Malik Ibrahim Malang
Untuk Memenuhi Salah Satu Persyaratan Dalam
Memperoleh Gelar Sarjana Komputer (S.Kom)**

Oleh:

DELLIANA EKA WARDHANI

NIM: 09650127

**JURUSAN TEKNIK INFORMATIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI (UIN) MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2013**

HALAMAN PERSETUJUAN

**PERBAIKAN KUALITAS CITRA *DENTAL PANORAMIC RADIOGRAPH*
(DPR) PADA TULANG MANDIBULA DENGAN MENGGUNAKAN
*IMPULSIVE NOISE REMOVAL***

SKRIPSI

Oleh :

Nama : Delliana Eka Wardhani
NIM : 09650127
Jurusan : Teknik Informatika
Fakultas : Sains dan Teknologi

Telah Disetujui, 8 Oktober 2013

Pembimbing I

Pembimbing II

Dr. Cahyo Crysdian
NIP. 19740424 200901 1 008

Zainal Abidin, M.Kom
NIP. 19760613 200501 1 004

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Informatika

Dr. Cahyo Crysdian
NIP. 19740424 200901 1 008

HALAMAN PENGESAHAN

**PERBAIKAN KUALITAS CITRA *DENTAL PANORAMIC RADIOGRAPH*
(DPR) PADA TULANG MANDIBULA DENGAN MENGGUNAKAN
*IMPULSIVE NOISE REMOVAL***

SKRIPSI

Oleh:
DELLIANA EKA WARDHANI
NIM: 09650127

Telah Dipertahankan di Depan Dewan Penguji Skripsi dan
Dinyatakan Diterima Sebagai Salah Satu Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Komputer (S.Kom)

Tanggal: 14 November 2013

Susunan Dewan Penguji	Tanda Tangan
1. Penguji Utama : <u>Hani Nurhayati, M.T</u> 19780625 200801 2 006	()
2. Ketua Penguji : <u>Dr. Muhammad Faisal, M.T</u> 19740510 200501 1 007	()
3. Sekretaris Penguji : <u>Dr. Cahyo Crysdian</u> 19740424 200901 1 008	()
4. Anggota Penguji : <u>Zainal Abidin, M.Kom</u> 19760613 200501 1 004	()

Mengetahui dan Mengesahkan,
Ketua Jurusan Teknik Informatika

Dr. Cahyo Crysdian
NIP. 19740424 200901 1 008

**HALAMAN PERNYATAAN
ORISINALITAS PENELITIAN**

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Delliana Eka Wardhani

NIM : 09650127

Fakultas/Jurusan : Sains Dan Teknologi / Teknik Informatika

Judul Penelitian : Perbaikan Kualitas Citra *Dental Panoramic Radiograph*
(DPR) Pada Tulang Mandibula Dengan Menggunakan
Impulsive Noise Removal

Menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa hasil penelitian saya tidak terdapat unsur-unsur penjiplakan karya penelitian atau karya ilmiah yang pernah dilakukan atau dibuat oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan pada daftar pustaka. Apabila ternyata hasil penelitian ini terbukti terdapat unsur-unsur jiplakan, maka saya bersedia untuk mempertanggung-jawabkan serta diproses sesuai peraturan yang berlaku.

Malang, 29 Oktober 2013

Yang Membuat Pernyataan,

Delliana Eka Wardhani

NIM. 09650127

HALAMAN MOTTO

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

وَمَنْ يَتَّقِ اللَّهَ يَجْعَلْ لَهُ مَخْرَجًا

“ Barangsiapa bertakwa kepada Allah niscaya dia akan mengadakan baginya jalan keluar “

(QS. Ath-Thalaaq : 2)

♥~♥ Do It Before You Regret It And Make Your Beloved People Disappointed !! ♥~♥

HALAMAN PERSEMBAHAN

أَلْحَمْدُ لِلَّهِ رَبِّ الْعَالَمِينَ

Segala puji bagi Allah SWT atas karunia ilmu yang diberikan dan segala Ridho-Nya yang senantiasa mengiringi langkahku serta memberiku kekuatan dalam penyelesaian karya ini. Sholawat serta salam pada junjungan kita Nabi Muhammad SAW.

I dedicate this work to:

Kedua Orangtua tercinta, Bapak Sukamto, S.H, M.Hum dan Ibu Ismiati, S.H yang telah mencurahkan segala kasih sayang, membimbing, memberi nasehat dan motivasi, serta lantunan doa mustajab yang selalu teriring di setiap sujud. Semoga lia bisa menjadi putri sulung yang slalu membanggakan dan berbakti kepada Ayah dan Ibu. Aamiin

Adikku Fadlitsaniya Abshar N.R. Terimakasih atas dukungannya. Tak lupa juga untuk Mas Gunawan, terimakasih atas cinta, kasih sayang dan nasihat, serta kesabarannya untukku.

Semua guru dan dosen dari TK hingga Perguruan Tinggi. Para pembimbing skripsi pak Cahyo dan pak Zainal yang dengan ketulusan dan kesabaran dalam mendidik serta memberikan ilmunya.

Sahabat seperjuanganku Asa dan Sendy, rekan-rekan TI'09 UIN Maliki Malang, penelitian Osteo (Devi, Mita, Yoan, Alif, Risma, Ida) dan juga D'TIC, serta penghuni kos SD3 (Vivi, Novi, Wulan, Ilma). Kenangan dan pengalaman bersama kalian tak akan terlupakan dan tergantikan. Serta rekan-rekan dan semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu, Terimakasih.

KATA PENGANTAR



Puji syukur kehadiran Allah SWT, Tuhan semesta alam. Atas segala rahmat, taufiq, dan hidayah-Nya penulis mampu menyelesaikan skripsi dengan judul “perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiograph* (dpr) pada tulang mandibula dengan menggunakan *impulsive noise removal*”.

Shalawat serta salam semoga tetap tercurahkan kepada Nabi besar Muhammad SAW, yang telah membawa umatnya dari zaman kegelapan menuju zaman yang penuh dengan cahaya ridho dan inayah-Nya.

Penulis mengucapkan terima kasih yang setulus-tulusnya kepada semua pihak yang telah memberikan sumbangan baik moral maupun spiritual dalam penyelesaian skripsi ini, terutama kepada:

1. Prof. Dr. H. Mudjia Rahardjo, M.Si, selaku Rektor Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang yang selalu mencurahkan seluruh waktu dan tenaga beliau untuk kemajuan kampus kami.
2. Dr. drh. Bayyinatul Muchtaromah, M.Si selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
3. Dr. Cahyo Crysdiان selaku Ketua Jurusan Teknik Informatika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
4. Dr. Cahyo Crysdiان selaku dosen pembimbing I dan Zainal Abidin, M.Kom selaku dosen pembimbing II yang telah meluangkan waktu untuk

membimbing, memotivasi, mengarahkan dan memberi masukan dalam pengerjaan skripsi ini.

5. Segenap Civitas Akademika serta Dosen Teknik Informatika yang telah memberikan bimbingan keilmuan kepada penulis selama masa studi.
6. Kedua orangtuaku, Adik, Mas serta seluruh keluarga tercinta yang telah memberikan segalanya demi kemajuan penulis.
7. Teman-teman TI UIN Malang angkatan 2009 dan semua pihak yang tidak mungkin penulis sebutkan satu-persatu yang telah memberikan banyak pengalaman berharga bagi penulis dalam menjalani kehidupan sehari-hari.

Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan skripsi ini masih jauh dari sempurna. Semoga apa yang menjadi kekurangan bisa disempurnakan oleh peneliti selanjutnya.

Akhirul kalam, tiada sesuatupun di dunia ini yang sempurna, hanya kepada-Nyalah kita berserah diri dan memohon ampunan. Dengan segala kerendahan hati, penulis berharap semoga dengan skripsi yang sederhana ini dapat memberikan inspirasi dan bermanfaat bagi penulis sendiri khususnya dan kepada semua pembaca pada umumnya. Terima kasih atas segala perhatiannya, *jazakumullah ahsanal jazaa'*.

Malang, 29 Oktober 2013

Penulis,

Delliana Eka Wardhani

NIM. 09650127

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGANTAR	ii
HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
HALAMAN MOTTO	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR.....	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR TABEL	xv
ABSTRAK	xvi
ABSTRACT	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	7
1.3 Tujuan Penelitian.....	7
1.4 Manfaat Penelitian.....	7
1.5 Batasan Masalah.....	8

1.7 Sistematika Penulisan Skripsi	8
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	10
2.1 Penelitian Oleh Yiqiu Dong, Raymond H. Chan, Dan Shufang Xu	10
2.1.1 Metode.....	11
2.1.2 Hasil Penelitian.....	12
2.2 Penelitian Oleh Iuri Frosio dan N.A. Borghese	12
2.2.1 Metode.....	13
2.2.2 Hasil Penelitian.....	14
2.3 Penelitian Oleh Kavita Tewari dan Manorama V. Tiwari l.....	15
2.3.1 Metode.....	16
2.3.2 Hasil Penelitian.....	19
2.4 Penelitian Oleh Cahyo Crysdiان dan Sentot Achmadi	20
2.4.1 Metode.....	20
2.4.2 Hasil Penelitian.....	21
BAB III PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI SISTEM	23
3.1 Perancangan Aplikasi	23
3.1.1 Desain Proses Sistem.....	26
3.1.1.1 <i>Pre-Processing</i>	26
3.1.1.2 <i>Main Processing</i>	28
3.1.1.3 <i>Post-Processing</i>	35
3.1.2 Desain <i>Interface</i>	36
3.2 Implementasi Aplikasi	40

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	50
4.1 Langkah-langkah Uji Coba	50
4.2 Hasil Uji Coba.....	51
4.3 Pembahasan.....	56
4.4 Integrasi Metode <i>Impulsive Noise Removal</i> dengan Al-Qur'an.....	60
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	63
5.1 Kesimpulan	63
5.2 Saran	64
DAFTAR PUSTAKA	65
LAMPIRAN 1 Hasil Gambar Ujicoba Citra <i>Dental Panoramic Radiographs</i>	67

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 <i>Dental Panoramic Radiographs</i>	3
Gambar 1.2 Gambar radiografi kepala	5
Gambar 2.1 Tahapan proses dari metode ROLD	11
Gambar 2.2 Hasil perbedaan metode pada pemulihan 60% citra <i>noise</i> . (a) dan (e) citra asli, (b) dan (f) metode <i>iterative</i> , (c) dan (g) filter <i>trilateral</i> , (d) dan (h) metode ROLD ...	12
Gambar 2.3 (a) RCF dengan window 13x13, (b) CSAM filter, (c) UM+BEM filter, (d) RaIN filter, dan (e) transformasi gamma sebesar 0.5 kemudian dilakukan UM filter dengan window 3x3	15
Gambar 2.4 Hasil perbedaan metode pada pemulihan 80% citra <i>noise</i> dengan citra ukuran 512x512	20
Gambar 2.5 Hasil penelitian segmentasi dengan 3 gradient operator	22
Gambar 3.1 Diagram blok aplikasi perbaikan kualitas citra.....	25
Gambar 3.2 Tahapan proses perbaikan kualitas citra	26
Gambar 3.3 Contoh citra hasil <i>cropping</i>	27
Gambar 3.4 Proses perhitungan kontras citra	29
Gambar 3.5 Sembilan buah piksel yang bertetangga	29
Gambar 3.6 Nilai piksel hasil perhitungan kontras citra	34
Gambar 3.7 Nilai piksel hasil <i>remove noise</i>	35
Gambar 3.8 Rancangan <i>interface</i> aplikasi perbaikan kualitas citra	37
Gambar 3.9 Tampilan proses aplikasi perbaikan kualitas citra.....	40
Gambar 3.10 <i>Source code</i> proses input citra	41
Gambar 3.11 Citra hasil proses segmentasi sebelum perlakuan <i>impulsive noise removal</i>	41

Gambar 3.12 <i>Source code</i> proses segmentasi citra sebelum perlakuan <i>impulsive noise removal</i>	43
Gambar 3.13 <i>Source code</i> proses kontras citra agar diketahui piksel yang termasuk <i>impulsive noise</i>	44
Gambar 3.14 Citra hasil proses perhitungan kontras citra serta penghapusan <i>impulsive noise</i>	45
Gambar 3.15 <i>Source code</i> proses <i>remove noise</i>	45
Gambar 3.16 Citra hasil proses segmentasi setelah diberi perlakuan <i>impulsive noise removal</i>	46
Gambar 3.17 <i>Source code</i> hasil proses segmentasi setelah diberi perlakuan <i>impulsive noise removal</i>	47
Gambar 3.18 <i>Source code</i> perhitungan tingkat akurasi data	49
Gambar 4.1 Citra hasil ujicoba aplikasi perbaikan kualitas citra	51
Gambar 4.2 Posisi gambar hasil segmentasi dengan gambar asli tulang mandibula yang termasuk fp, tp, tn, dan fn	56
Gambar 4.3 Perbedaan hasil akurasi dan presisi (objek berwarna hitam). (a) akurasi rendah presisi tinggi, (b) akurasi tinggi presisi tinggi, (c) akurasi tinggi presisi rendah, (d) akurasi rendah presisi rendah	57
Gambar 4.4 (a) Hasil akurasi, presisi, dan recall dalam aplikasi perbaikan kualitas citra, (b) citra asli inputan, (c) citra hasil segmentasi sebelum diberikan perlakuan <i>impulsive noise removal</i> , (d) citra setelah diberikan perlakuan <i>impulsive noise removal</i> , dan (e) citra hasil segmentasi setelah diberikan perlakuan <i>impulsive noise removal</i>	58

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Nilai gradient untuk perhitungan gradient fuzzy	17
Tabel 4.1 Hasil uji coba citra <i>dental panoramic radiographs</i>	52



ABSTRAK

Wardhani, Delliana Eka. 2013. **Perbaikan Kualitas Citra *Dental Panoramic Radiograph (DPR)* Pada Tulang Mandibula Dengan Menggunakan *Impulsive Noise Removal***. Skripsi. Jurusan Teknik Informatika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Pembimbing: (I) Dr. Cahyo Crys dian, M.CS (II) Zainal Abidin, M.Kom.

Kata kunci: Tulang Mandibula, *Impulsive Noise Removal*, *Dental Panoramic Radiograph*.

Tulang mandibula adalah tulang rahang pembentuk wajah. Mandibula terletak pada tulang rahang bagian bawah. Tulang mandibula dapat digunakan dalam pendeteksian osteoporosis. Salah satu cara yang dapat dilakukan yaitu dengan mengukur lebar sisi tulang mandibula tersebut. Untuk itu diperlukan perbaikan citra tulang mandibula agar memperjelas batas-batas tulang mandibula tersebut. Penelitian ini membahas perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiograph* khususnya pada tulang mandibula dengan menggunakan *impulsive noise removal*. Tujuannya adalah untuk membuktikan *impulsive noise removal* mampu memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph* dan mengukur performa *impulsive noise removal* dalam memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph*. Tahap proses pada aplikasi ini yaitu *pre-processing* (*cropping* dan *grayscale*), *Main-processing* (*impulsive noise* dengan penghitungan kontras citra dan penghapusan *noise* dengan rata-rata nilai batas citra yang normal antara 23 hingga 33, jika lebih dari nilai tersebut maka citra tersebut mengandung *noise*), serta *Post-processing* (segmentasi menggunakan transformasi watershed). Uji coba dilakukan dengan menggunakan 50 citra uji coba. Hasil uji coba tersebut diketahui keakuratan citranya yaitu dengan menghitung nilai *accuracy*, *precision*, dan *recall*nya. Keberhasilan aplikasi ini dalam memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph* ditunjukkan dengan nilai *accuracy* citra setelah diberi perlakuan *impulsive noise removal* adalah sebesar 72,8%, *precision* 75,5%, serta *recall* 65,14%. Sedangkan *accuracy* sebelum diberi perlakuan *impulsive noise removal* adalah 60,86%, *precision* 70,24%, serta *recall* 63,43%.

ABSTRACT

Wardhani, Delliana Eka. 2013. **Image Quality Improvement Of Dental Panoramic Radiograph (DPR) On The Bone Of The Mandible By Using Impulsive Noise Removal**. Thesis. Informatics Department of Faculty of Science and Technology. Maulana Malik Ibrahim State Islamic University, Malang.

Adviser: (I) Dr. Cahyo Crysdiyan, M.CS

(II) Zainal Abidin, M.Kom.

The bones of the mandible is the jaw bone forming the face. The mandible is the jaw bone on the bottom. The mandibular bone can be used in the detection of osteoporosis. One way to do that is by measuring the width of the side of the mandible bone. It was necessary to repair the image of the mandibular bone in order to clarify the boundaries of the mandibular bone. This study discusses the improvement of image quality especially in dental panoramic radiograph of mandibular bone by using impulsive noise removal. The goal is to prove impulsive noise removal can improve the image quality of the mandibular bone in dental panoramic radiographs and measuring the performance of impulsive noise removal in improving the image quality of the mandibular bone in dental panoramic radiographs. This application process at the stage of pre-processing (cropping and grayscale), Main-processing (impulsive noise by calculating the contrast of the image and noise elimination with median values of a normal image boundaries between 23 and 33, if more than the value of the image contains noise), as well as Post-processing (segmentation using watershed transformation). The test is done by using 50 test images. The trial results known to the accuracy of the image that is by calculating the values of accuracy, precision, and recallnya. The success of this application in repairing mandibular bone image quality in dental panoramic radiograph shown with accuracy the image after being given treatment of impulsive noise removal is of 72,8%, precision landslide 75.5%, and 65,14% recall. As for accuracy before being given treatment of impulsive noise removal is 60,86%, 70,24%, precision and recall 63,43%.

Keywords: *Mandible, Impulsive Noise Removal, Dental Panoramic Radiograph.*

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Kemajuan penting pengolahan citra digital dalam bidang kedokteran ditandai dengan ditemukannya *Computed Tomography* / CT¹ pada tahun 1970. Kemampuan pengolahan citra digital dalam menginterpretasikan sinar x (*x-ray*) inilah yang menjadi salah satu faktor terjadinya kemajuan dalam bidang kedokteran. Kemajuan penting lainnya dari pengolahan citra digital dalam bidang kedokteran adalah MRI (*Magnetic Resonance Imaging*)². Sekarang ini, pengolahan citra digital di bidang kedokteran dapat digunakan dalam pendeteksian tumor, kanker rahim, penyakit paru-paru, klasifikasi gigi, bahkan juga dalam identifikasi penyakit tulang (Putra, 2010).

Tulang merupakan jaringan yang hidup dan terus tumbuh. Tulang mempunyai struktur pertumbuhan dan fungsi yang unik. Tidak hanya pemberi kekuatan dan membuat kerangka tubuh menjadi stabil, tulang juga terus mengalami perubahan, pembongkaran, perbaikan, dan pergantian sel. Untuk mempertahankan kekuatannya, tulang terus menerus mengalami proses

¹ CT Scan (*computed tomography scan*) adalah proses penggunaan komputer untuk memperoleh gambaran tiga-dimensional dari ribuan gambar x-ray dua-dimensional. CT Scan dapat menghasilkan gambar-gambar yang sangat akurat dari objek-objek di dalam tubuh seperti tulang, organ, dan pembuluh darah. Gambar-gambar ini sangat berguna dalam mendiagnosa berbagai penyakit, seperti kanker, penyakit jantung, *stroke*, kelainan organ reproduktif, dan kelainan gastrointestinal. Citra yang dihasilkan CT Scan jauh lebih detail dibanding citra yang diperoleh x-ray biasa (Reddinger, 1997).

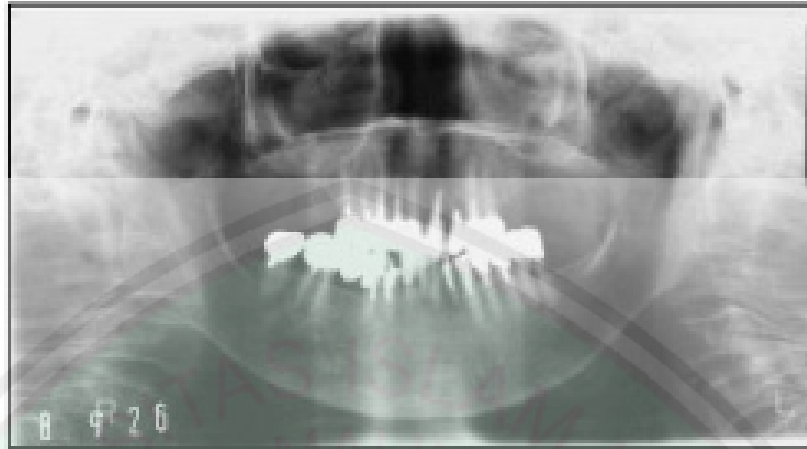
² *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) banyak digunakan dalam diagnosis medis dengan berbagai fitur yang menguntungkan seperti kemampuan resolusi tinggi, kemampuan untuk menghasilkan gambar hasil anatomi dan kontras yang tinggi. MRI berpotensi menurunkan gambar sehingga menyebabkan diagnosis yang akurat((RII), 2007).

penghancuran dan pembentukan kembali. Tulang yang sudah tua akan dirusak dan digantikan oleh tulang yang baru dan kuat. Proses ini merupakan peremajaan tulang yang akan mengalami kemunduran ketika usia semakin tua.

Tulang mandibula adalah tulang rahang pembentuk wajah. Mandibula berfungsi dalam proses pengunyahan, penelanan, dan bicara. Walaupun mandibula merupakan tulang rahang yang kuat, akan tetapi ia juga sering mengalami cedera. Cedera ini disebabkan karena posisi tulang mandibula tersebut menonjol pada tulang wajah. Sehingga sering menerima benturan dari luar baik sengaja maupun tidak sengaja (Marzuki, 2011).

Mandibula terletak pada tulang rahang bagian bawah pada manusia. Fungsi tulang ini yaitu sebagai menempelnya gigi geligi. Mandibula terdiri dari korpus yang berbentuk tapal kuda dan sepasang ramus. Tiga bagian utama tulang ini adalah: bagian lengkung, bagian horizontal, *body*, 2 bagian tegak lurus, dan ramus. Saraf yang ada pada tulang mandibula yaitu saraf *mandibular*, *alveolar inferior*, *pleksus dental inferior*, dan *nervus mentalis* (M.Elsabaa, 2012-2013).

Dental panoramic radiographs atau radiografi panorama gigi adalah teknik radiographic extraoral khusus yang digunakan untuk memeriksa bagian atas dan rahang bawah dalam satu film. Panorama Radiografi juga disebut sebagai rotasi panorama Radiografi atau *pantomography*. Dalam teknik film dan tubehead (sumber x-ray) memutar di sekitar pasien yang tetap diam dan menghasilkan serangkaian gambar individu berturut-turut dalam satu film. Gambar-gambar ini digabungkan dalam film satu keseluruhan tampilan maxilla, mandibula dan diperoleh struktur terkait (John, 2008).



Gambar 1.1 : *Dental Panoramic Radiographs*
 Sumber: (Agus Zainal Arifin, 2005)

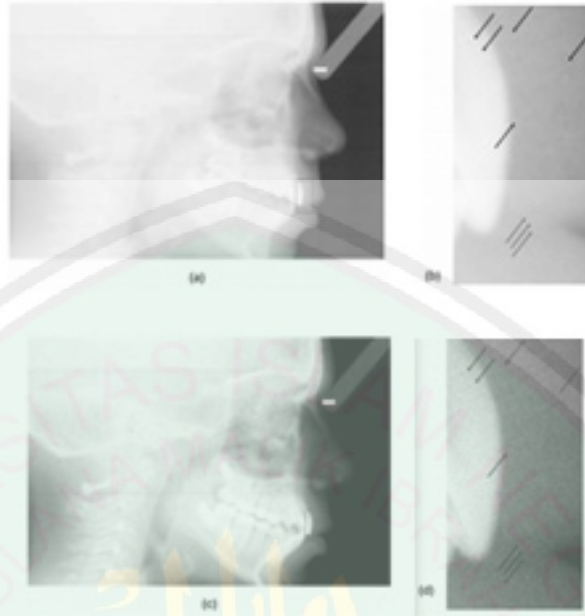
Juliet Compton (2002) dalam bukunya seri kesehatan bimbingan dokter pada osteoporosis mengatakan bahwa “*Dental Panoramic Radiographs* (DPR) merupakan bagian radiologi bisa menggunakan sinar-X untuk mendiagnosis patah tulang. Namun sinar-X ini memiliki kelemahan yaitu tidak bisa digunakan untuk mendeteksi rendahnya masa tulang karena kerapatan tulang pada sinar-X tergantung pada sejumlah faktor teknis sinar-X itu sendiri, selain kerapatan tulang itu sendiri. Sehingga sekarang ini di bidang kedokteran sudah banyak menggunakan *Dental Panoramic Radiographs* (DPR) atau Radiografi Panoramik Gigi sebagai deteksi awal osteoporosis”

Akira Taguchi, dkk pada 2006 melakukan penelitian tentang identifikasi menopause pada wanita dengan osteoporosis menggunakan citra *Dental Panoramic Radiographs* (DPR). Taguchi dalam jurnalnya yang berjudul “*Use Of Dental Panoramic Radiographs In Identifying Younger Postmenopausal Women With Osteoporosis*”, menyatakan bahwa area inferior cortex dari tulang mandibula dapat digunakan untuk identifikasi Bone Mineral Density (BMD) atau massa tulang rendah pada wanita postmenopause yang berumur kurang dari 65 tahun (Taguchi, 2006).

Aguz Zainal Arifin pada 2005 melakukan penelitian yang berjudul “*Computer-Aided Sistem For Measuring The Mandibular Cortical Width On Panoramic Radiographs In Osteoporosis Diagnosis*”. Penelitian ini tentang sistem komputer untuk deteksi osteoporosis melalui pengukuran lebar tulang mandibula dengan menggunakan algoritma contrast stretching dan perbaikan kualitas citra DPR menggunakan algoritma tresholding. Algoritma contrast stretching digunakan untuk mengubah contrast pada area mental foramen dengan tingkat kecerahan derajat keabu-abuan $u \in [0, L]$ hingga $v \in [0, L]$. Sedangkan algoritma tresholding digunakan dalam membedakan tulang kortikel dengan tulang yang lain dikarenakan tulang-tulang tersebut saling bertumpang tindih. Sedangkan pengukuran tiap titik pada lebar tulang tidak dilakukan secara manual tetapi sudah menggunakan regresi linear (Agus Zainal Arifin, 2005).

Frosio dan Borghese pada tahun 2006 juga melakukan penelitian tentang perbaikan kualitas citra *cephalic radiography* menggunakan *mixture models* dan *local gamma correction*³. Gambar *cephalometric* dibagi menjadi 3 bagian yaitu: *background*, bagian *cephalometric* yang tipis, dan tulang. Peningkatan visibilitas dari struktur tersebut dapat dicapai menggunakan transformasi lokal pada *gamma correction*, *stretching*, dan, *saturation* yang diaplikasikan dengan parameter berbeda pada tulang dan pixel bagian *cephalometric* yang tipis. Proses ini membutuhkan 1 detik untuk 5 Mpixel gambar (I. Frosio, 2006).

³ *Gamma Correction* adalah proses untuk memperbaiki hasil dari *power law* (dengan γ gamma akan memetakan range sempit dari input *gray level* menjadi range yang lebar pada output *gray level*). *Gamma Correction* dilakukan dalam upaya menampilkan citra secara akurat pada layar monitor. Citra yang tidak diperbaiki dengan benar sering menghasilkan tampilan yang tidak sesuai dan yang sering adalah gambar terlalu gelap (Prasetyo, 2011)



Gambar 1.2 : (a) gambar radiografi kepala, (b) gambar cropping dari radiografi kepala, tanda panah menunjukkan titik kerusakan gambar, (c) dan (d) gambar hasil filter radiografi kepala beserta cropping nya dengan transformasi gamma $\gamma = 0.5$. (I.Frosio, 2009)

Selain itu, Frosio dan Borghese pada tahun 2009 telah melakukan penelitian *impulsive noise removal*. Penelitian ini dilakukan pada gambar *cephalometric radiograph*⁴. Frosio menggunakan 200 gambar radiografi dengan ukuran 512x512 pixel yang di beri nilai acak poisson setiap pixelnya antara range 0-1 atau 0%-100%. Kemudian dilakukan moving average (MA) dengan window 3x3 hingga 49x49 untuk mensimulasikan radiografi dengan frekuensi yang berbeda. Dari MA, kemudian gambar dikelompokkan menjadi 3 yaitu HF (high frequency), MF (medium frequency) dan LF (low frequency). Kemudian diberikan nilai foton

⁴ *Cephalometric radiograph* adalah sebuah rontgen kepala yang diambil dalam *cephalometer* (cephalostat) yang merupakan alat rontgen kepala. Alat ini diperkenalkan pada tahun 1931 oleh B.H Broadbent di Amerika Serikat dan H. Hofrath di Jerman. *Cephalometer* ini digunakan untuk mendapatkan gambar kerangka kepala juga wajah dalam bentuk standar (CephX Inc, 2006).

acak dengan kisaran 0.05-0.5. Setelah diketahui hasil outputnya, diidentifikasi lagi apakah gambar tersebut rusak terkena noise maka diberikan noise dengan kisaran 0.01%-1%. Apabila pixel terkena noise, maka di substitusi menggunakan median filter dengan window 3x3(I.Frosio, 2009).

Penelitian ini membahas perbaikan kualitas citra dari gambar *dental panoramic radiographs* dengan menggunakan metode *impulsive noise removal*. *Impulsive noise removal* merupakan salah satu cara yang bisa digunakan untuk memulihkan gambar *dental panoramic radiographs* yang tertutupi oleh noise. Tahap *pre-processing* yang dilakukan adalah pemotongan / *cropping*. *Cropping* ini dilakukan untuk mengambil area tulang mandibula saja pada gambar *dental panoramic radiographs*. Setelah itu pada tahap *pre-processing* kedua dilakukan *grayscale* untuk mengambil nilai *grayscale* yang ada pada gambar. Tahap ketiga dilakukan perhitungan pada nilai *grayscale* yang sudah didapatkan, yaitu dengan membandingkan 1 nilai dengan nilai tetangganya. Jika masing-masing nilai tersebut sudah diketahui selisihnya, maka tahapan selanjutnya adalah mencari nilai tengahnya agar bisa diketahui mana yang termasuk nilai normal dan mana yang termasuk nilai *impulsive noise*. Penghitungan nilai tengah dilakukan dengan mencari mean. Kemudian setelah diketahui nilai yang termasuk *impulsive noise*, maka nilai tersebut di *remove* / dikembalikan sebagai nilai normal.

1.2 RUMUSAN MASALAH

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

- a. Apakah *Impulsive Noise Removal* mampu memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph*?
- b. Seberapa baik performa *Impulsive Noise Removal* dalam memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph*?

1.3 TUJUAN PENELITIAN

Tujuan dari penelitian ini adalah:

- a. Membuktikan *Impulsive Noise Removal* mampu memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph*.
- b. Mengukur performa *Impulsive Noise Removal* dalam memperbaiki kualitas citra tulang mandibula pada *dental panoramic radiograph*.

1.4 MANFAAT PENELITIAN

Manfaat dari penelitian ini adalah untuk memperbaiki kualitas citra *dental panoramic radiographs* yang terkena noise sehingga membuat area tulang mandibula terlihat jelas. Sehingga nantinya bisa digunakan dalam pendeteksian osteoporosis.

1.5 BATASAN MASALAH

Agar penelitian ini tidak menyimpang dari permasalahan maka perlu adanya batasan masalah, yaitu antara lain :

- a. Input citra yang dipakai hanya citra tulang mandibula dari *dental panoramic radiographs*.
- b. Gambar citra *dental panoramic radiographs* bertipe file tiff, yang telah melalui proses cropping terlebih dahulu.
- c. Perbaikan kualitas citra dari *dental panoramic radiographs* menggunakan *impulsive noise removal*.

1.6 SISTEMATIKA PENULISAN SKRIPSI

BAB I Pendahuluan

Pendahuluan berisi latar belakang dilakukannya penelitian ini yaitu melakukan perbaikan citra *dental panoramic radiographs* pada tulang mandibula dengan menggunakan *impulsive noise removal*, yaitu perlunya memperbaiki citra tulang mandibula agar bisa digunakan sebagai tindak lanjut pendeteksian osteoporosis. Selain berisi latar belakang penelitian, pendahuluan ini juga terdapat rumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, manfaat penelitian, metodologi penelitian, dan sistematika penulisan skripsi.

BAB II Tinjauan Pustaka

Tinjauan pustaka merupakan argumentasi ilmiah yang dipakai sebagai referensi dalam penelitian. Tinjauan pustaka diperoleh dari berbagai sumber seperti jurnal-jurnal karya agus zainal arifin dan iuri frosio, buku teks, hasil penelitian, dan

diskusi ilmiah. Tahap ini memaparkan argumentasi ilmiah yang berkaitan dengan aplikasi perbaikan kualitas citra mulai dari proses awal hingga hasil akhir dari perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiographs* dengan menggunakan *impulsive noise removal*.

BAB III Perancangan dan Implementasi Sistem

Bab perancangan dan implementasi sistem ini memaparkan alur dari sistem yang dibuat dalam diagram alur atau diagram blok. Diagram blok ini didalamnya berisikan tahap-tahap pemrosesan citra mulai dari awal hingga hasil, disertai metode dan penjelasannya. Selain itu pada bab ini juga dipaparkan data yang akan digunakan dalam penelitian, serta desain input yang berupa 100 citra *dental panoramic radiograph*, desain output, dan desain interface dari aplikasi perbaikan kualitas citra tulang mandibula ini.

BAB IV Hasil dan Pembahasan

Bab hasil dan pembahasan ini memuat hasil penelitian yang telah dilakukan beberapa uji coba. Hasil uji coba tersebut di analisa kemudian dipaparkan dalam pembahasan. Hasil penelitian bisa ditampilkan dalam bentuk tabel, gambar maupun bentuk yang lain disertai dengan pembahasan.

BAB V Kesimpulan dan Saran

Kesimpulan berisi pernyataan yang diperoleh dari hasil penelitian. Sedangkan saran dibuat berdasarkan pengalaman dan pertimbangan penulis serta sebagai anjuran untuk peneliti selanjutnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian Oleh Yiqiu Dong, Raymond H. Chan, Dan Shufang Xu

Penelitian yang dilakukan pada tahun 2006 oleh Yiqiu Dong, Raymond H. Chan, Dan Shufang Xu ini berjudul “*A New Detection Statistics for Random-Valued Impulsive Noise Removal*”. Pada penelitian ini diusulkan tentang statistik suatu citra yang terdeteksi sebagai nilai acak *impulsive noise*. Dengan statistik ini, dapat diidentifikasi *noise* pada beberapa piksel pada citra yang korup atau rusak. Penggabungan metode ini dengan metode *edge preserving regularization* (regularisasi pertahanan tepi) citra akan dapat memperkuat dua tahap metode dari penghapusan *impulsive noise* bahkan untuk *noise* yang tingginya 60%.

Ada beberapa tahap yang dilakukan dalam penghapusan *impulsive noise* pada penelitian ini. Tahap pertama dengan menggunakan ACWM filter untuk mengidentifikasi piksel yang terkena *noise*. Kemudian piksel yang terkena *noise* tersebut dipulihkan dengan metode *edge preserving regularization*. Kemampuan dari metode ini terutama dibatasi oleh keakuratan dari detektor *noise*. Selanjutnya digunakan ROAD untuk mengetahui nilai acak *impulsive noise*. Salah satu kelemahan dari ROAD adalah beberapa nilai *noise*-nya sangat dekat dengan piksel tetangganya sehingga nilai-nilai ROAD tersebut tidak cukup besar untuk membedakan mana *noise* dan mana yang bukan *noise* (Yiqiu dong dkk, 2006).

2.1.1 Metode

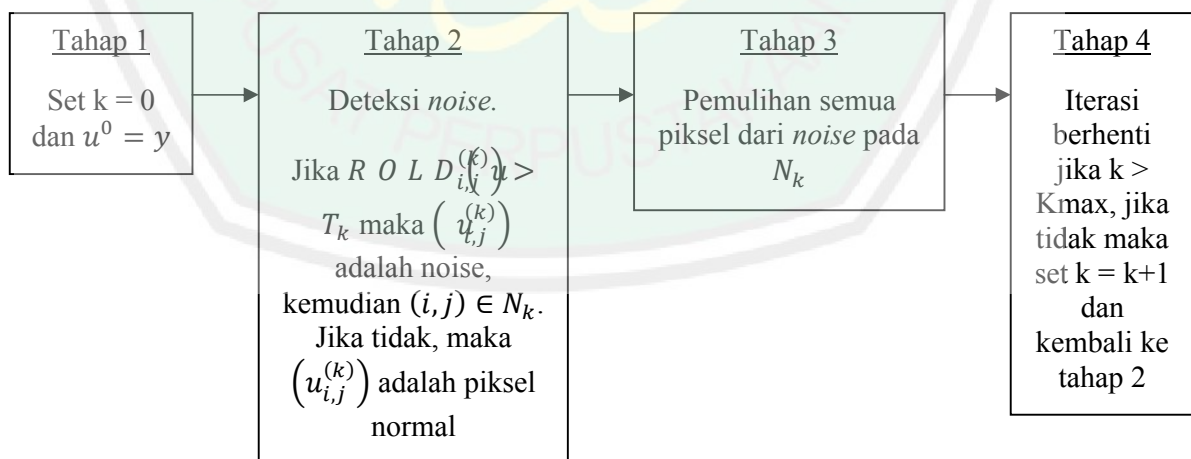
ROAD pada penelitian ini digunakan sebagai dasar untuk mendefinisikan citra lokal baru. Dengan metode baru ini, perbedaan antara piksel yang terkena *noise* dan piksel yang normal akan diperkuat sehingga deteksi *noise* akan lebih akurat. Berikut ini Persamaan (2.1) untuk mengetahui rasio nilai *noise* dan Persamaan (2.2) untuk mendefinisikan citra lokal baru:

$$y_{i,j} = \begin{cases} n_{i,j} & \text{dengan probabilitas } p \\ x_{i,j} & \text{dengan probabilitas } 1-p \end{cases} \quad (2.1)$$

dimana $n_{i,j}$ merupakan nilai derajat keabuan dari pixel yang terkena *noise*.

$$R O L D(y_{i,j}) = \sum_{k=1}^m R_k(y_{i,j}) \quad (2.2)$$

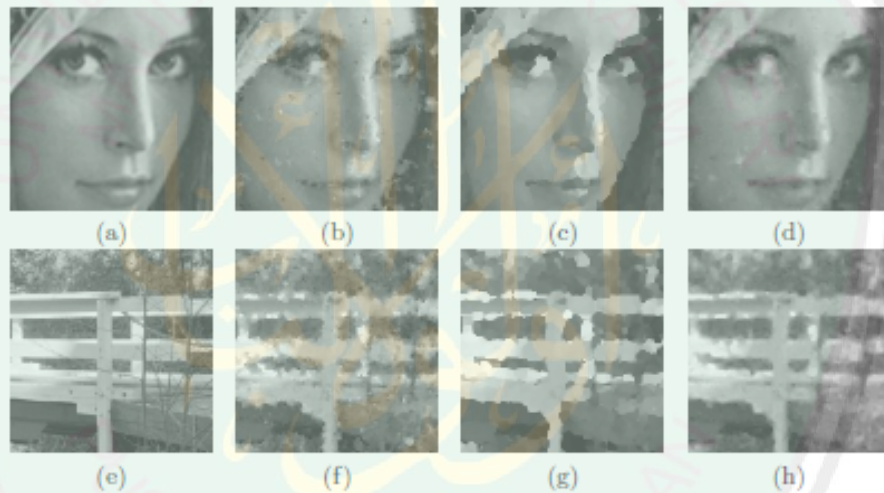
dengan $(y_{i,j})$ merupakan nilai derajat keabuan dan R_k adalah nilai k yang paling kecil. ROLD merupakan “Rank Ordered Logarithmic Difference”. Gambar 2.1 dibawah ini merupakan tahap dari metode ROLD.



Gambar 2.1 : Tahapan proses dari metode ROLD

2.1.2 Hasil Penelitian

Perbandingan dari pemulihan gambar dengan rasio yang berbeda pada PSNR merupakan hasil terbaik. Dari rasio noise sebesar 60%, metode pada penelitian ini menghasilkan hasil terbaik (membedakan piksel *noise* dengan lebih sedikit *kesalahan*) dari metode lainnya kurang lebih 1dB. Metode ini mampu mengidentifikasi sebagian besar nilai piksel yang terkena *noise*, akan tetapi di sisi lain nilai hit atau nilai palsu harus menjadi nilai yang sekecil mungkin. Hasil penelitian ditunjukkan pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 : Hasil perbedaan metode pada pemulihan 60% citra *noise*. (a) dan (e) citra asli, (b) dan (f) metode *iterative*, (c) dan (g) filter *trilateral*, (d) dan (h) metode ROLD (Yiqiu dong dkk, 2006).

2.2 Penelitian Oleh Iuri Frosio dan N.A. Borghese

Penelitian ini dilakukan oleh Iuri Frosio dan N.A. Borghese pada tahun 2009 dengan judul “*Statistical Based Impulsive Noise Removal in Digital Radiography*”. Objek dari penelitian ini adalah citra *cephalometric radiograph* atau panorama kerangka kepala. Pemulihan gambar radiografi yang rusak oleh

impulsive noise didasarkan pada skema perubahan dimana semua *noise* yang terdeteksi kemudian diperbaiki dengan filter median (I.Frosio, 2009).

2.2.1 Metode

a. Perkiraan Hasil Tanpa *Impulsive Noise*

Citra radiografi digital dipengaruhi oleh perhitungan foton *noise*. Berikut ini persamaan variabel acak dengan distribusi poisson ditunjukkan Persamaan 2.3.

$$P_{Poi}(P_n | P) = \frac{P^n e^{-P}}{n!} \quad (2.3)$$

$P_i = \text{pixel}_i$

$P_{ni} = \text{jumlah Hot Spot (dalam pixel)}$

b. Perkiraan Hasil dengan *Impulsive Noise*

$$[P_{pcx} p_c(g_{i,i} | g)] < [P_{imp} p_{imp}(g_{n,i})] \quad (2.4)$$

$p_{imp}(g_{n,i}) = \text{probabilitas dari impulsive noise}$

Setelah dilakukan perhitungan diatas, piksel akan dikoreksi dengan filter median.

Frosio menggunakan 200 gambar radiografi dengan ukuran 512x512 pixel yang di beri nilai acak poisson setiap pixelnya antara range 0-1 atau 0%-100%. Kemudian dilakukan moving average (MA) dengan window 3x3 hingga 49x49 untuk mensimulasikan radiografi dengan frekuensi yang berbeda. Dari MA, kemudian gambar dikelompokkan menjadi 3 yaitu HF (high frequency), MF (medium frequency) dan LF (low frequency). Kemudian diberikan nilai foton acak dengan kisaran 0.05-0.5. Setelah diketahui hasil outputnya, diidentifikasi lagi

apakah gambar tersebut rusak terkena noise maka diberikan noise dengan kisaran 0.01%-1%. Apabila pixel terkena noise, maka di substitusi menggunakan median filter dengan window 3x3.

Evaluasi metode ini menggunakan perhitungan *selectivity (se)*, *specificity (sp)*, *positive predictive value (ppv)*, dan *negative predictive value (npv)*. Berikut ini persamaan untuk evaluasi metode ditunjukkan pada Persamaan 2.5:

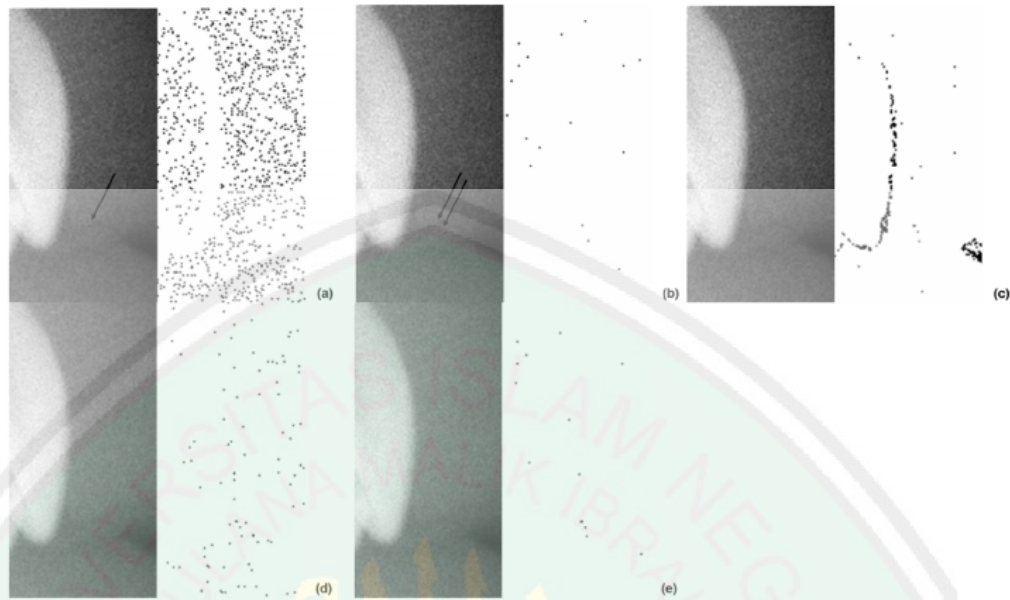
$$S e = \frac{TP}{TP + FN} \quad S p = \frac{TN}{FP + TN}$$

$$P P V = \frac{TP}{TP + FP} \quad N P V = \frac{TN}{FN + TN} \quad (2.5)$$

dengan TP (*true positive*), TN (*true negative*), FP (*false positive*), dan FN (*false negative*).

2.2.2 Hasil Penelitian

Metode ini didasarkan pada proses perhitungan foton memberikan kontribusi utama untuk gambar yang terkena *noise*, yang merupakan karakteristik umum dari banyak radiografi. Menghitung campuran foton dan *impulsive noise* digunakan untuk mendeteksi titik-titik *noise*. Namun, bentuk lain dari *noise* dapat dengan mudah diperkenalkan dalam model ini. Metode ini juga menghitung perkiraan sensor gain yang dapat diandalkan. Hasil percobaan pada gambar yang nyata maupun simulasi menunjukkan keunggulan metode yang dilakukan pada penelitian frosio dibandingkan dengan pendekatan lain yang lebih tradisional. Hasil penelitian ditunjukkan pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 : (a) RCF dengan window 13x13, (b) CSAM filter, (c) UM+BEM filter, (d) RaIN filter, dan (e) transformasi gamma sebesar 0.5 kemudian dilakukan UM filter dengan window 3x3 (I.Frosio, 2009).

2.3 Penelitian Oleh Kavita Tewari dan Manorama V. Tiwari

Penelitian ini berjudul “*Efficient Removal of Impulse Noise in Digital Images*” dan dilakukan pada tahun 2012. Penelitian ini menggunakan 6 perbandingan metode seperti *median filter*, *progressive switching median filter*, *fuzzy switching median filter*, *adaptive median filter*, *simple adaptive median filter*, dan *modified simple adaptive median filter*. Parameter yang digunakan untuk evaluasi yaitu MSE atau *mean square error* dengan menghitung puncak *noise* yang terhitung (Kavita Tewari, 2012).

2.3.1 Metode

a. Median Filter

Median filter dapat menghapus *impulsive noise* dari citra yang terkena *noise*.

Untuk filter median, setiap piksel dihitung dengan median kemudian piksel tersebut digantikan oleh rata-rata median tersebut.

b. Progressive Switching Median Filter

Pada metode ini, satu piksel yang terkena *noise* akan diidentifikasi dengan window 3x3 dan nilai tersebut digantikan oleh nilai estimasi median. Window 3x3 tersebut diambil piksel tengahnya dengan $x(i, j)$. berikut ini persamaan median filter ditunjukkan pada Persamaan 2.6.

$$y(i, j) = m_{i,j}; \text{ jika } |m_{i,j} - x(i, j)| > \text{thresholding}$$

$$y(i, j) = x(i, j); \text{ sebaliknya} \quad (2.6)$$

dengan $m_{i,j}$ adalah nilai median dari piksel dalam window filter

c. Fuzzy Switching Median Filter

Deteksi nilai gradient fuzzy menggunakan 3x3 *window* ketetangga. Masing-masing tetangga mewakili satu arah mata angin. NW (*north west*), N (*north*), NE (*north east*), W (*west*), E (*east*), SW (*south west*), S (*south*), SE (*south east*). Tiap arah tersebut berpusat di (i, j) , dimana (i, j) tersebut merupakan *link* untuk semua arah. Berikut ini Tabel 2.1 nilai gradient untuk perhitungan gradient fuzzy.

Tabel 2.1 : Nilai gradient untuk perhitungan gradient fuzzy

R	BASIC GRADIENT	RELATED GRADIENT
NW	$\nabla_{NW} A(i,j)$	$\nabla_{NW} A(i+1,j-1), \nabla_{NW} A(i-1,j+1)$
N	$\nabla_{N} A(i,j)$	$\nabla_{N} A(i,j-1), \nabla_{N} A(i,j+1)$
NE	$\nabla_{NE} A(i,j)$	$\nabla_{NE} A(i-1,j-1), \nabla_{NE} A(i+1,j+1)$
E	$\nabla_{E} A(i,j)$	$\nabla_{E} A(i-1,j), \nabla_{E} A(i+1, j)$
SE	$\nabla_{SE} A(i,j)$	$\nabla_{SE} A(i-1,j+1), \nabla_{SE} A(i+1,j-1)$
S	$\nabla_{S} A(i,j)$	$\nabla_{S} A(i,j-1), \nabla_{S} A(i,j+1)$
SW	$\nabla_{SW} A(i,j)$	$\nabla_{SW} A(i-1,j-1), \nabla_{SW} A(i+1,j+1)$
W	$\nabla_{W} A(i,j)$	$\nabla_{W} A(i-1,j), \nabla_{W} A(i+1,j)$

d. *Adaptive Median Filter*

Adaptif median filter merupakan filter non linear. Ukuran filter median disesuaikan dengan konten local *noise*. Ukuran filter terkecil digunakan pada gambar dengan *noise* yang rendah. Di sisi lain, ukuran filter terbesar digunakan pada gambar dengan tingkat *noise* yang tinggi. Hal ini dilakukan agar keberhasilan menghapus *noise* semakin tinggi. Berikut ini terdapat 2 level operasi, yaitu:

- Level A:

$$A1 = Z_{med} - Z_{min}$$

$$A2 = Z_{med} - Z_{max}$$

Jika $A1 > 0$ dan $A2 < 0$, lanjut ke level B kecuali jika window ukuran 2

Jika ukuran window $\leq S_{max}$ diulangi ke level A kecuali output Z_{xy}

- Level B:

$$B1 = Z_{xy} - Z_{min}$$

$$B2 = Z_{xy} - Z_{max}$$

If $B1 > 0$ AND $B2 < 0$, output Z_{xy} kecuali output Z_{med}

e. *Simple Adaptive Median Filter*

Metode ini terdiri dari 2 tahap. Tahap pertama yaitu dengan mendeteksi *impulse noise* dari gambar. Pada tahap ini dilakukan dengan menghitung nilai intensitas, piksel terbagi menjadi 2 bagian yaitu piksel tanpa *noise* dan piksel dengan *noise*. Deteksi *noise* dilakukan dengan mengetahui letak piksel lainnya dengan menggunakan Persamaan 2.7:

$$\alpha(x, y) = \begin{cases} 1; & f(x, y) = L - 1 \\ 0; & \text{sebaliknya} \end{cases} \quad (2.7)$$

dimana 1 menunjukkan piksel yang terkena *noise* dan 0 menunjukkan piksel yang tidak terkena *noise*. Kalkulasi nilai total dari piksel yang terkena *noise* ditunjukkan pada Persamaan 2.8 dan nilai *impulse noise* yang merusak gambar ditunjukkan pada Persamaan 2.9. Sedangkan penghapusan *noise* ditunjukkan pada Persamaan 2.10

$$k = \sum_x^M - \sum_y^N - 1 \alpha(x, y) \quad (2.8)$$

$$\eta = \frac{k}{M N} \quad (2.9)$$

$$g(x, y) = [1 - \alpha(x, y)]f(x, y) + \alpha(x, y)m(x, y) \quad (2.10)$$

Kemudian inialisasi ukuran filter dengan window 3x3 ditunjukkan pada Persamaan 2.11.

$$W = 2R m i n 1$$

$$R m i n \frac{1}{2} \sqrt{\frac{7}{a - \eta}} \quad (2.11)$$

f. *Modified Simple Adaptive Median Filter*

Metode MSAMF ini menggunakan window 21x21 dimana titik tengahnya berada di sekitar piksel tersebut. Kalkulasi histogram dari lokal window dan nilai

derajat keabuan. Langkah awal yaitu dengan mencari nilai derajat keabuan minimum dan maksimum dari lokal window. Kemudian menemukan piksel yang terkena *noise* atau tidak menggunakan matriks binary. Jika ada piksel yang terkena *noise*, maka dilakukan tahapan median filter. Median filter ditunjukkan pada Persamaan 2.12.

$$y_{i,j} = m e d i a n \left\{ X_{i,j+k} \mid -\frac{W_{max}-1}{2} \leq k \leq \frac{W_{max}-1}{2} \right\} \quad (2.12)$$

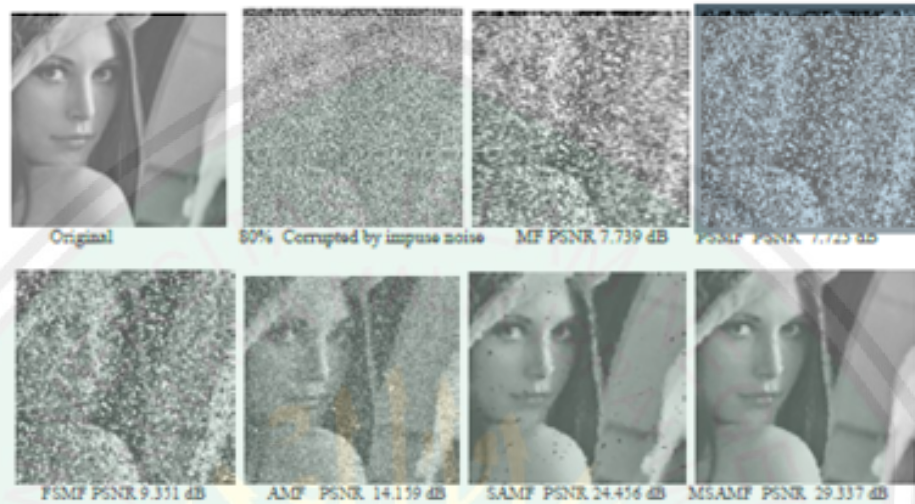
dimana $X_{i,j}$ merupakan median filter pada piksel yang terkena *noise*, W_{max} adalah ukuran window, dan $y_{i,j}$ adalah piksel output.

Pada proses filter, jika nilai piksel yang terkena *noise* pada window filter melebihi 3 maka perpanjangan berhenti. Jadi akhirnya pada ukuran window W_{max} tidak lebih dari 7, jadi ini sangat cocok untuk nilai *noise* yang tinggi.

2.3.2 Hasil Penelitian

Hasil dari perbandingan beberapa metode tersebut, didapatkan metode SAMF atau *Simple Adaptive Median Filter* dan MSAMF atau *Modified Simple Adaptive Median Filter* lebih efisien dalam penghapusan *noise* yang ada pada citra dengan rasio *noise* sebesar 50%. Akan tetapi nilai rendah dalam penghapusan *noise* ditunjukkan oleh metode MF atau *Median Filter*, PSMF atau *Progressive Switching Median Filter*, FSMF atau *Fuzzy Switching Median Filter* membutuhkan waktu yang lebih besar dibandingkan filter lainnya tetapi menghasilkan gambar yang sangat tajam, dan AMF atau *Adaptive Median Filter* memberikan nilai PSNR yang lebih baik. Jadi, pilihan filter tergantung pada kerapatan *noise* dan gambar. Beberapa filter baik untuk *noise* yang rendah dan

sebagian untuk *noise* yang lebih tinggi. Berikut ini hasil penelitian ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 : Hasil perbedaan metode pada pemulihan 80% citra *noise* dengan citra ukuran 512x512 (Kavita Tewari, 2012).

2.4 Penelitian Oleh Cahyo Crysdian dan Sentot Achmadi

Penelitian ini berjudul “Pengembangan Sistem Segmentasi Gambar Digital Menggunakan Transformasi Watershed” dan dilakukan pada tahun 2008. Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah *gradient image*, *watershed*, *sorting*, dan *view object* (Cahyo crysdian, 2008).

2.4.1 Metode

Tahap metode terbagi menjadi 3, yaitu:

a. Pre-segmentasi

Proses pre-segmentasi bertujuan untuk membentuk *gradient-image* dari gambar digital yang diinputkan ke dalam sistem segmentasi. Disini *gradient*

image didefinisikan sebagai gambar yang memberikan nilai pada saat terjadi perubahan intensitas pixel pada gambar input. Tahap ini mengaplikasikan tiga buah gradient operator yaitu Sobel, Prewitt, dan Canny operator.

b. Segmentasi utama

Proses ini bertujuan untuk mendapatkan obyek yang terkandung dalam sebuah gambar digital. Transformasi watershed ini terdiri dari dua proses, yaitu proses *sorting* (pengurutan citra terbesar ke terkecil atau sebaliknya), dan proses *flooding*.

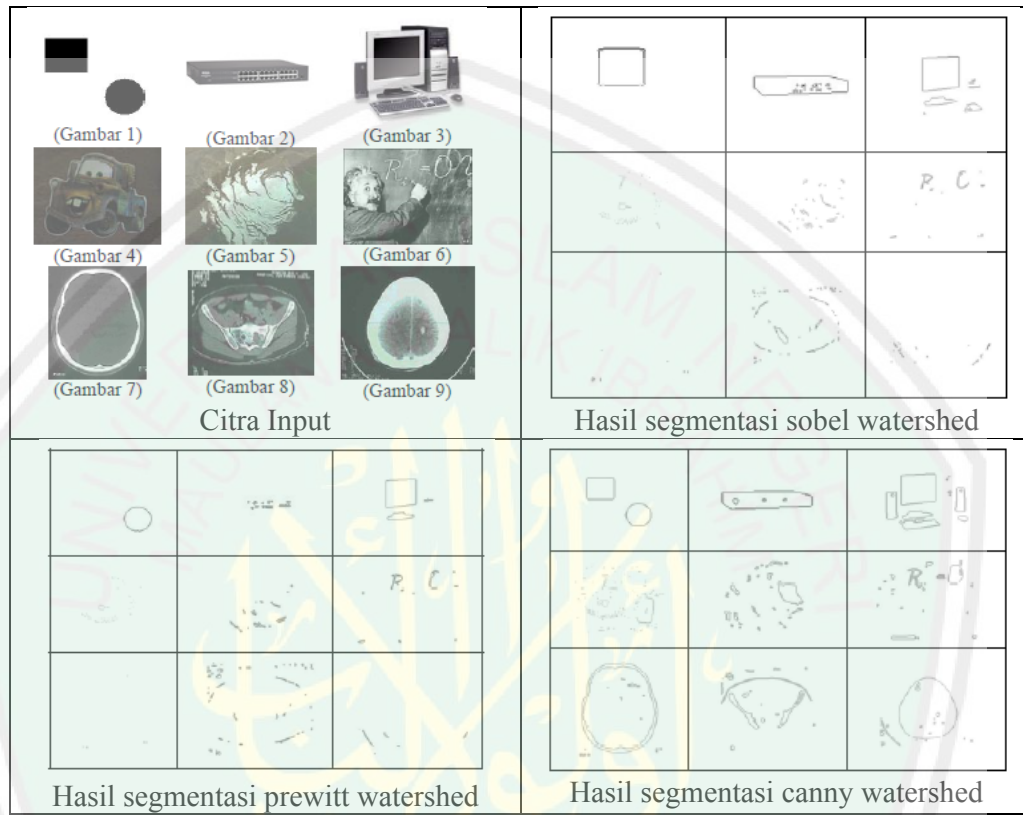
c. Post-segmentasi

Tahap post-segmentasi ini untuk memudahkan penampilan obyek yang didapatkan dari tahap sebelumnya. Untuk itu dilakukan proses sorting terhadap obyek-obyek yang dihasilkan sebagai pendukung keberhasilan dari proses segmentasi.

2.4.2 Hasil Penelitian

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh cahyo crysdian dan sentot achmadi, diperoleh hasil bahwa rata-rata kualitas hasil segmentasi dengan mengkombinasikan canny dengan transformasi watershed melebihi hasil segmentasi kombinasi metode sobel-watershed dan prewitt-watershed. Akan tetapi, tidak semua objek dalam gambar input dapat dikenali oleh metode segmentasi yang dikembangkan. Hal ini dikarenakan adanya kelemahan gradient operator yang digunakan, baik Canny, Sobel, maupun Prewitt operator. Oleh karena itu, perlu dilakukan penelitian lebih lanjut untuk membangun gradient

yang lebih bagus dari yang telah ada saat ini. Berikut ini gambar hasil penelitian ditunjukkan pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5: Hasil penelitian segmentasi dengan 3 gradient operator (Cahyo crysdian, 2008).

BAB III

PERANCANGAN DAN IMPLEMENTASI SISTEM

3.1 Perancangan Aplikasi

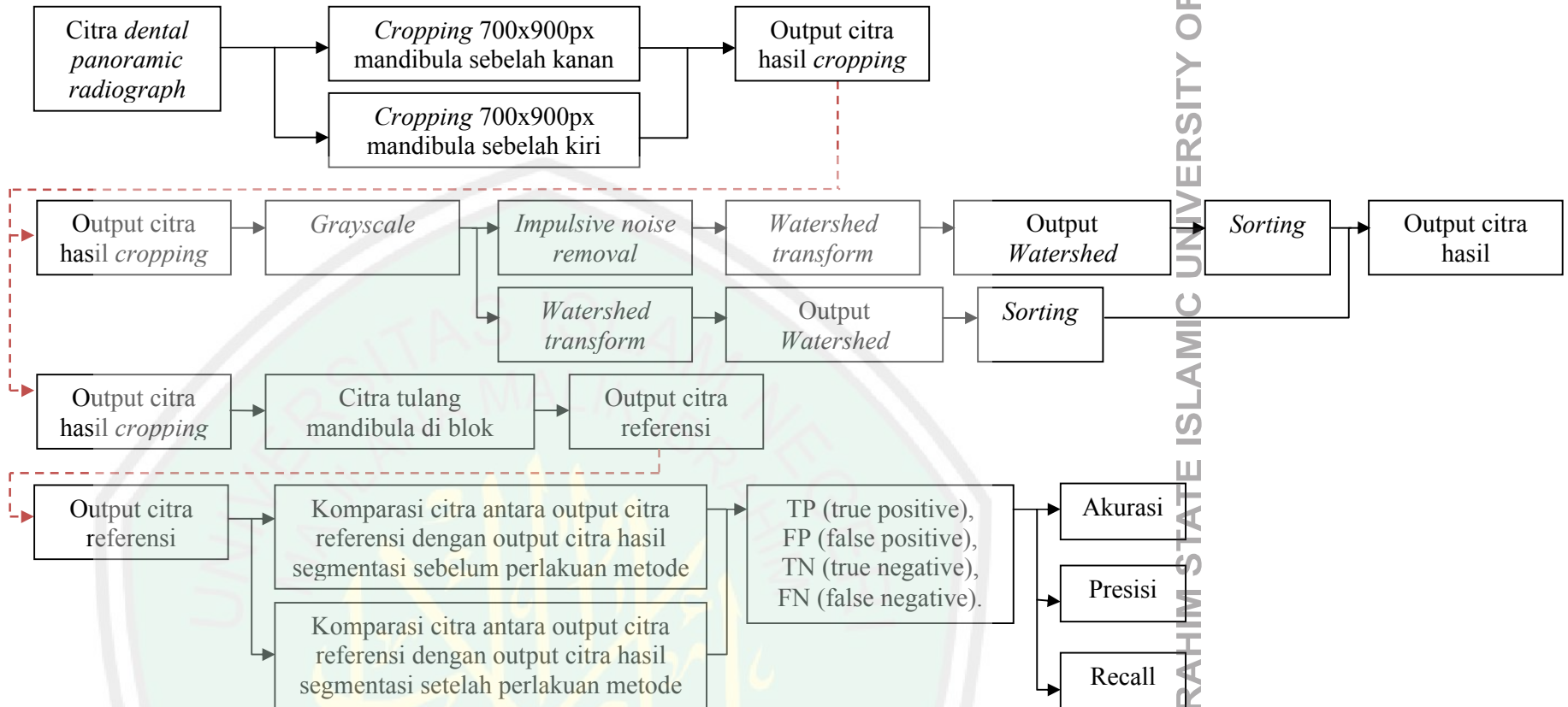
Sistem perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiograph* pada tulang mandibula ini dibuat dengan tujuan memperbaiki citra tulang mandibula, karena pada dasarnya citra tulang mandibula yang diperoleh dari hasil pengambilan panorama gigi itu saling bertumpang tindih. Tidak diketahui dengan jelas batas-batas dari tulang mandibula tersebut. Selain itu, kualitas *dental panoramic radiograph* tersebut juga dipengaruhi oleh posisi pada saat pengambilan gambarnya.

Awalnya, peneliti mendapatkan sampel citra panorama gigi sebanyak 100 citra yang didapatkan dari ITS. Sebelumnya, data ini telah digunakan dalam penelitian akira taguchi dan agus zainal arifin. Pengambilan data citra *dental panoramic radiograph* menggunakan sebuah alat yang dinamakan panorama radiografi. Citra *dental panoramic radiograph* dalam aplikasi perbaikan kualitas citra diproses melalui beberapa tahapan yaitu penghitungan kontras citra, penghapusan *noise*, dan segmentasi watershed.

Langkah awal, citra *dental panoramic radiograph* di *cropping* pada bagian tulang mandibula dengan ukuran 700x900 piksel. Output hasil *cropping* tersebut dilakukan proses *grayscale* untuk mendapatkan nilai keabuan. Setelah itu dilakukan dengan dua tahapan proses, yang pertama citra tersebut dihitung nilai kontras citranya untuk mendapatkan nilai kontras yang tinggi pada gambar. Nilai

kontras yang tinggi tersebut yang disebut dengan *impulsive noise*. Penghitungan nilai kontras citra tersebut dilakukan per-piksel dan menggunakan 9 ketetanggaan (*neighborhood*). Setelah diketahui nilai kontras citranya maka akan dihitung kembali nilai rata-rata dari nilai kontras tersebut. Jika nilai kontras lebih tinggi dari nilai rata-rata maka nilai kontras itu akan digantikan oleh nilai rata-rata. Sedangkan jika nilai kontras lebih rendah dari nilai rata-rata maka nilai kontras tersebut bernilai tetap atau tidak berubah. Kemudian hasil penghapusan nilai tersebut di proses segmentasi watershed untuk membagi menjadi bagian-bagian kecil sehingga akan terlihat posisi tulang mandibula dan bagian-bagian yang ada didalamnya. Sedangkan langkah kedua yaitu citra hasil *grayscale* langsung dilakukan proses segmentasi watershed untuk mendapatkan objek/*region*.

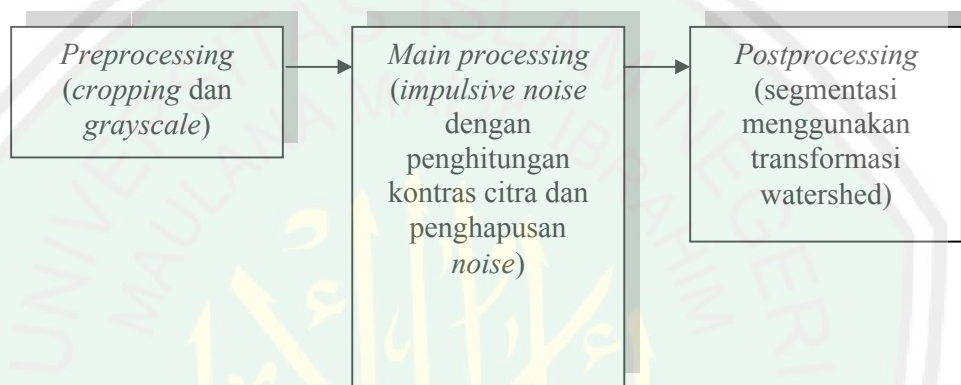
Citra referensi diperlukan dalam aplikasi ini yaitu sebagai komparasi / pembandingan dalam perhitungan keakuratan citra hasil segmentasi. Citra referensi ini dibandingkan dengan output citra hasil segmentasi sebelum perlakuan metode *impulsive noise removal* dan output citra hasil segmentasi setelah perlakuan metode *impulsive noise removal*. Alur dari aplikasi perbaikan kualitas citra ditunjukkan pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1: Diagram blok aplikasi perbaikan kualitas citra

3.1.2 Desain Proses Sistem

Desain proses meliputi *pre-processing* yang terdiri dari *cropping* dan *grayscale*, *main processing* yang terdiri dari penghitungan kontras citra dan penghapusan *noise*, serta *post-processing* menggunakan segmentasi watershed. Tahap tiap proses pada aplikasi ini ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 : Tahapan proses aplikasi perbaikan kualitas citra

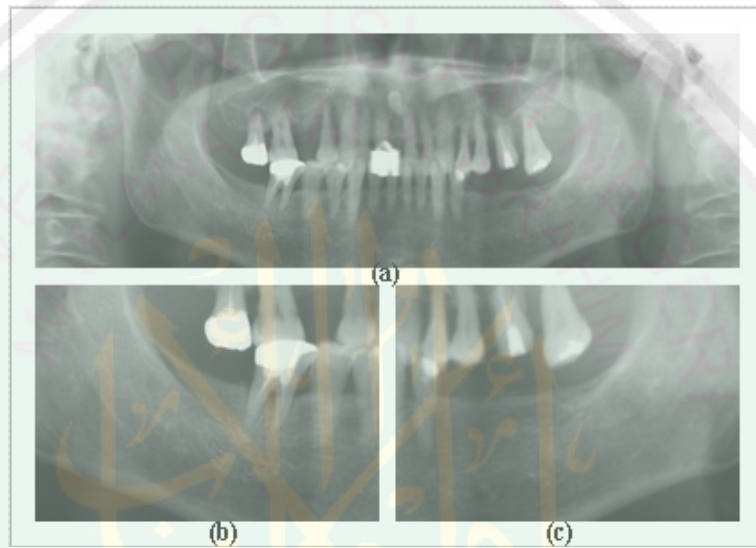
3.1.1.1 Pre-processing

Preprocessing merupakan proses awal yang dilakukan sebelum citra diproses agar mendapatkan hasil yang maksimal. Pada penelitian ini, *preprocessing* terdiri dari *cropping* dan *grayscale*.

- *Cropping*

Citra *dental panoramic radiograph* sebanyak 100 gambar di-*crop* pada bagian tulang mandibula dengan ukuran 700x900 piksel. Sebelumnya, perlu diketahui dulu pada titik berapa citra tulang mandibula tersebut akan di-*crop*. Setiap citra tidak sama lokasi titiknya. Hal ini dikarenakan perbedaan pada saat pengambilan gambar radiografi gigi serta dipengaruhi dengan bentuk tulang

rahang tiap individu. Setiap citra *dental panoramic radiograph* di-*crop* / dipotong pada bagian tulang rahang bawah saja. Citra tulang rahang bawah tersebut dibagi menjadi dua bagian yaitu tulang mandibula kanan dan tulang mandibula kiri. *Cropping* dilakukan dengan toolbox *imcrop* pada matlab. Gambar 3.3 menunjukkan hasil *cropping* tulang mandibula.



Gambar 3.3 : (a) citra asli *dental panoramic radiograph*, (b) citra hasil *cropping* 700x900 piksel tulang mandibula bagian kiri, (c) citra hasil *cropping* 700x900 piksel tulang mandibula bagian kanan

- *Grayscale*

Tahap *pre-processing* kedua yaitu *grayscale*. Langkah ini dilakukan untuk mendapatkan nilai keabuan dari citra citra *dental panoramic radiograph*. Kemudian nilai keabuan tersebut digunakan dalam perhitungan kontras citra.

3.1.1.2 Main processing

a. Penghitungan Kontras Citra

Penghitungan kontras merupakan tahap awal yang dilakukan untuk mendapatkan nilai piksel yang memiliki kontras tinggi. Tahap ini dilakukan dengan cara mengidentifikasi setiap nilai pikselnya. Setiap nilai piksel akan dibandingkan dengan tetangga pikselnya. Nilai kontras yang tinggi tersebut yang disebut dengan *impulsive noise*.

Impulse Noise adalah satu set piksel acak yang memiliki kontras tinggi jika dibandingkan dengan piksel tetangganya. Penyebab umum terjadi *impulse noise* adalah rusaknya piksel dalam sensor kamera, lokasi memori yang rusak di hardware, transmisi gambar di saluran yang rusak, dan lain sebagainya (Kavita Tewari, 2012).

$$p(z) = \begin{cases} P a, u n t u k = a \\ P b, u n t u k = b \\ 0, l a i n n y a \end{cases} \quad (3.1)$$

Persamaan 3.1 diatas dapat dijelaskan jika $b > a$, maka intensitas b merupakan titik terang citra sedangkan a merupakan titik gelap citra (Prasetyo, 2011).

Sensor *noise* menghasilkan *impulse noise*. Kadang-kadang noise bisa dihasilkan dari digital atau bahkan analog sebuah transmisi gambar. hal ini bisa dimodelkan dalam Persamaan (3.2):

$$g(x, y) = (1 - p)f(x, y) + p.i(x, y) \quad (3.2)$$

dimana $i(x, y)$ adalah *impulsive noise* dan p adalah parameter biner yang mengasumsikan nilai-nilai 0 atau 1. *Impulsive noise* sangat mudah dideteksi dari

gambar yang terkena *noise* dari kontras anomali. Jika *impulse noise* terdeteksi, maka akan digantikan dengan sinyal sampel (Tinku Acharya, 2005).

	28	28	29	30	29	31	34	35	37	41	42	44	47	49
	28	30	28	28	28	31	34	36	39	42	46	46	47	50
	27	29	29	29	29	32	34	38	39	42	46	47	48	51
	29	28	28	29	31	32	35	39	41	44	47	46	48	52
	29	26	28	29	31	33	36	40	42	44	46	46	48	52
	30	25	28	30	31	34	38	41	42	46	46	45	49	51
	28	27	29	31	32	34	39	41	44	46	46	46	49	51
	28	29	29	32	32	37	39	41	44	45	46	47	49	50
	29	28	30	32	34	36	39	42	45	46	47	49	50	52
	28	30	32	34	37	39	40	42	45	46	47	49	52	53
	28	29	32	35	38	39	41	42	46	47	48	48	50	51
	28	30	32	34	37	39	42	42	44	46	48	48	52	53
	30	31	34	36	38	40	42	44	46	48	49	50	52	53
	31	31	35	35	38	41	44	45	46	48	49	50	53	53

Gambar 3.4 : Proses penghitungan kontras citra dengan menggunakan sembilan buah piksel yang bertetangga dengan piksel (i, j)

$i-1, j-1$	$i-1, j$	$i-1, j+1$
$i, j-1$	i, j	$i, j+1$
$i+1, j-1$	$i+1, j$	$i+1, j+1$

Gambar 3.5 : Sembilan buah piksel yang bertetangga dengan piksel (i, j)

Penghitungan kontras citra dari piksel yang ditampilkan pada Gambar 3.4 diatas dapat dijelaskan bahwa angka yang diarsir merah merupakan elemen (i, j), sedangkan 8 piksel lain yang masih dalam 1 wilayah kotak merah tersebut adalah piksel tetangganya. Operasi kontras citra bisa dilakukan dengan operasi titik dan juga operasi lokal. Kontras citra dengan operasi lokal beroperasi pada ukuran area ketetanggaan yang sama dan dimulai dari piksel kiri atas. Nilai outputnya adalah

sebuah nilai tunggal dan disimpan dalam lokasi piksel baru yaitu pusat dari ketetanggaan aslinya. Operasi ini bergerak 1 piksel ke kanan, terus terjadi, dan bergerak sampai baris diselesaikan, kemudian pindah 1 baris di bawahnya, dan seterusnya. Penghitungan kontras citra dijabarkan dalam Persamaan (3.3) dan (3.4):

Kontras citra (operasi titik):

$$\frac{I(x_1, y_1) - I(x_2, y_2)}{I(x_1, y_1)} \quad (3.3)$$

dengan $I(x_1, y_1)$ adalah (i, j) dan $I(x_2, y_2)$ adalah piksel tetangga dari (i, j) .

Kontras citra (operasi lokal):

$$\frac{I(i, j) - I(i_{...}, j_{...})}{\Delta I(i, j)} \quad (3.4)$$

dengan $I(i, j)$ adalah (i, j) dan $I(i_{...}, j_{...})$ adalah piksel tetangga dari (i, j) , sedangkan $\Delta I(i, j)$ adalah jumlah tetangga dari piksel (i, j) . Perhitungan kontras citra tersebut dibagi menjadi 9 bagian, yaitu:

- Pojok kiri atas, dimana terdapat 1 piksel (i, j) yang berada di pojok kiri atas dan 3 tetangga pikselnya yaitu: $(i, j+1)$, $(i+1, j+1)$, dan $(i+1, j)$.

28	28
28	30

$$(i, j) = 28; (i, j+1) = 28; (i+1, j+1) = 30; (i+1, j) = 28; n = 3;$$

$$\begin{aligned} \bar{\Delta} &= \left| \frac{((i, j) - (i, j+1)) + ((i, j) - (i+1, j+1)) + ((i, j) - (i+1, j))}{n} \right| \\ &= \left| \frac{(28 - 28) + (28 - 30) + (28 - 28)}{3} \right| = 0,6667 \end{aligned}$$

- Tengah atas, dimana terdapat 1 piksel (i, j) dan 5 tetangga pikselnya yaitu: (i, j+1), (i+1, j+1), (i+1, j), (i+1, j-1), (i, j-1).

31	34	35
31	34	36

(i,j) = 34; (i, j+1) = 35; (i+1, j+1) = 36; (i+1, j) = 34; (i+1, j-1) = 31; (i, j-1) = 31;

$\bar{\Delta} =$

$$\left| \frac{((i, j) - (i, j+1)) + ((i, j) - (i+1, j+1)) + ((i, j) - (i+1, j)) + ((i, j) - (i+1, j-1)) + ((i, j) - (i, j-1))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(34 - 35) + (34 - 36) + (34 - 34) + (34 - 31) + (34 - 31)}{5} \right| = 1,8$$

- Pojok kanan atas, dimana terdapat 1 piksel (i, j) yang berada di pojok kanan atas dan 3 tetangga pikselnya yaitu: (i+1, j), (i+1, j-1), dan (i, j-1).

47	49
47	50

(i,j) = 49; (i+1, j) = 50; (i+1, j-1) = 47; (i, j-1) = 47; n = 3;

$$\bar{\Delta} = \left| \frac{((i, j) - (i+1, j)) + ((i, j) - (i+1, j-1)) + ((i, j) - (i, j-1))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(49 - 50) + (49 - 47) + (49 - 47)}{3} \right| = 1,6667$$

- Tengah kiri, dimana terdapat 1 piksel (i, j) dan 5 tetangga pikselnya yaitu: (i-1, j), (i-1, j+1), (i, j+1), (i+1, j+1), dan (i+1, j).

28	27
28	29
29	28

$$(i,j) = 28; (i-1, j) = 28; (i-1, j+1) = 27; (i, j+1) = 29; (i+1, j+1) = 28; (i+1, j) = 29; n=5;$$

$$\bar{\Delta} =$$

$$\left| \frac{((i, j)-(i-1, j)) + ((i, j)-(i, j+1)) + ((i, j)-(i, j+1)) + ((i, j)-(i+1, j+1)) + ((i, j)-(i+1, j))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(28-28) + (28-29) + (28-29) + (28-28) + (28-29)}{5} \right| = 0,6$$

- Bagian tengah, dimana terdapat 1 piksel (i, j) dan 8 tetangga pikselnya yaitu: (i-1, j-1), (i-1, j), (i-1, j+1), (i, j+1), (i+1, j+1), (i+1, j), (i+1, j-1), dan (i, j-1).

34	39	41
37	39	41
36	39	42

$$(i, j) = 39; (i-1, j-1) = 34; (i-1, j) = 39; (i-1, j+1) = 41; (i, j+1) = 41; (i+1, j+1) = 42; (i+1, j) = 39; (i+1, j-1) = 36; (i, j-1) = 37; n = 8;$$

$$\bar{\Delta} =$$

$$\left| \frac{((i, j)-(i-1, j-1)) + ((i, j)-(i-1, j)) + ((i, j)-(i-1, j+1)) + ((i, j)-(i, j+1)) + ((i, j)-(i+1, j+1)) + ((i, j)-(i+1, j)) + ((i, j)-(i+1, j-1)) + ((i, j)-(i, j-1))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(39-34) + (39-39) + (39-41) + (39-41) + (39-42) + (39-39) + (39-36) + (39-37)}{8} \right| = 2,12$$

- Tengah kanan, dimana terdapat 1 piksel (i, j) dan 5 tetangga pikselnya yaitu: (i-1, j), (i-1, j-1), (i, j-1), (i+1, j-1), dan (i+1, j).

49	51
49	50
50	52

$(i, j) = 50$; $(i-1, j) = 51$; $(i-1, j-1) = 49$; $(i, j-1) = 49$; $(i+1, j-1) = 50$; $(i+1, j) = 52$; $n = 5$;

$\bar{\Delta} =$

$$\left| \frac{((i, j) - (i-1, j)) + ((i, j) - (i-1, j-1)) + ((i, j) - (i, j-1)) + ((i, j) - (i+1, j-1)) + ((i, j) - (i+1, j))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(50 - 51) + (50 - 49) + (50 - 49) + (50 - 50) + (50 - 52)}{5} \right| = 1$$

- Pojok kiri bawah, dimana terdapat 1 piksel (i, j) yang berada di pojok kiri bawah dan 3 tetangga pikselnya yaitu: $(i-1, j)$, $(i-1, j+1)$, dan $(i, j+1)$.

30	31
31	31

$(i, j) = 31$; $(i-1, j) = 30$; $(i-1, j+1) = 31$; $(i, j+1) = 31$; $n = 3$;

$$\bar{\Delta} = \left| \frac{((i, j) - (i-1, j)) + ((i, j) - (i-1, j+1)) + ((i, j) - (i, j+1))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(31 - 30) + (31 - 31) + (31 - 31)}{3} \right| = 0,3333$$

- Tengah bawah, dimana terdapat 1 piksel (i, j) dan 5 tetangga pikselnya yaitu: $(i, j-1)$, $(i-1, j-1)$, $(i-1, j)$, $(i-1, j+1)$, dan $(i, j+1)$.

40	42	44
41	44	45

$(i, j) = 44$; $(i, j-1) = 41$; $(i-1, j-1) = 40$; $(i-1, j) = 42$; $(i-1, j+1) = 44$; $(i, j+1) = 45$; $n = 5$;

$\bar{\Delta} =$

$$\left| \frac{((i, j) - (i, j-1)) + ((i, j) - (i-1, j-1)) + ((i, j) - (i-1, j)) + ((i, j) - (i-1, j+1)) + ((i, j) - (i, j+1))}{n} \right|$$

$$= \left| \frac{(44 - 41) + (44 - 40) + (44 - 42) + (44 - 44) + (44 - 45)}{5} \right| = 2$$

- Pojok kanan bawah, dimana terdapat 1 piksel (i, j) yang berada di pojok kanan bawah dan 3 tetangga pikselnya yaitu: (i-1, j), (i-1, j-1), dan (i, j-1).

52	53
53	53

$$(i, j) = 53; (i-1, j) = 53; (i-1, j-1) = 52; (i, j-1) = 53; n = 3;$$

$$\begin{aligned} \bar{\Delta} &= \left| \frac{((i, j) - (i-1, j)) + ((i, j) - (i-1, j-1)) + ((i, j) - (i, j-1))}{n} \right| \\ &= \left| \frac{(53 - 53) + (53 - 52) + (53 - 53)}{3} \right| = 0,3333 \end{aligned}$$

b. Penghapusan *noise*

Tahap penghapusan *noise* dilakukan dengan cara menghapus nilai kontras citra yang diatas dari rata-rata. Sebelumnya hasil kontras citra itu dihitung nilai tengahnya. Setelah itu, nilai kontras citra yang lebih besar dari nilai rata-rata akan berubah menjadi nilai rata-rata itu sendiri. Sedangkan jika nilai kontras citra lebih kecil dari nilai rata-rata, maka nilai kontras tersebut tetap atau tidak berubah.

1	6	5	6	6	7	7	7	8	8	9	9	9	14
11	13	11	11	11	13	14	15	16	17	18	18	18	22
7	10	9	10	10	11	12	13	13	14	15	15	16	20
9	10	10	10	11	12	13	14	15	16	17	16	17	21
9	9	10	10	11	12	13	14	14	15	15	16	17	21
10	9	10	10	11	12	14	14	15	16	15	16	17	20
8	10	10	11	11	13	14	14	15	16	15	16	16	21
8	10	10	11	12	13	14	15	15	15	16	16	16	20
9	10	11	12	12	13	14	15	16	16	16	17	17	21
8	11	12	12	13	14	14	15	16	16	16	17	18	22
8	11	11	13	13	14	14	14	16	16	16	16	17	20
9	11	11	12	13	14	14	15	15	16	16	17	18	21
9	11	12	13	14	14	15	15	16	17	17	17	18	20
14	16	18	17	19	21	22	23	23	24	24	25	26	32

Gambar 3.6 : Nilai piksel hasil perhitungan kontras citra

1	6	5	6	6	7	7	7	8	8	9	9	9	14
11	13	11	11	11	13	14	14	14	14	14	14	14	14
7	10	9	10	10	11	12	13	13	14	14	14	14	14
9	10	10	10	11	12	13	14	14	14	14	14	14	14
9	9	10	10	11	12	13	14	14	14	14	14	14	14
10	9	10	10	11	12	14	14	14	14	14	14	14	14
8	10	10	11	11	13	14	14	14	14	14	14	14	14
8	10	10	11	12	13	14	14	14	14	14	14	14	14
9	10	11	12	12	13	14	14	14	14	14	14	14	14
8	11	12	12	13	14	14	14	14	14	14	14	14	14
8	11	11	13	13	14	14	14	14	14	14	14	14	14
9	11	11	12	13	14	14	14	14	14	14	14	14	14
9	11	12	13	14	14	14	14	14	14	14	14	14	14
14	14	14	14	14	14	14	14	14	14	14	14	14	14

Gambar 3.7 : Nilai piksel hasil *remove noise*

3.1.1.3 *Post-Processing*

Postprocessing merupakan proses setelah dilakukan setelah *main processing* agar mendapatkan hasil yang bisa diidentifikasi. Pada penelitian ini, *postprocessing* terdiri dari *segmentasi watershed*. Segmentasi watershed ini merupakan tahap pendukung yang digunakan dalam pembangunan aplikasi ini. Tahap segmentasi watershed ini digunakan untuk memperjelas posisi dari tulang mandibula karena watershed ini membagi gambar menjadi beberapa wilayah-wilayah.

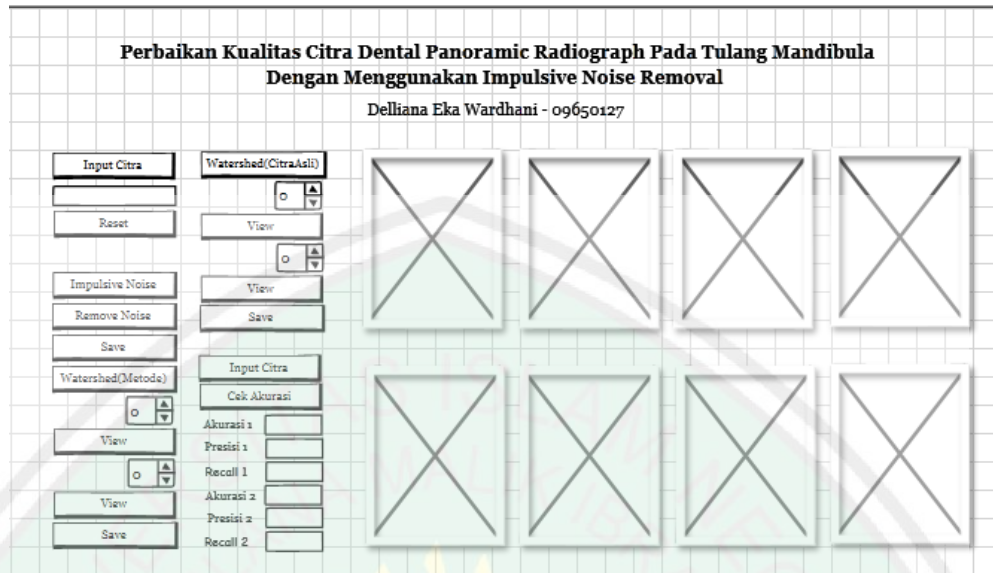
Transformasi watershed ini dapat diklasifikasikan sebagai pendekatan segmentasi berbasis wilayah. Gagasan intuitif yang menjadi dasar dari metode ini berasal dari geografi, yaitu: bahwa dari bentuk topografi yang tergenang air, daerah aliran sungai menjadi jalur pembagian wilayah aktraksi hujan yang jatuh di atas wilayah tersebut. Pendekatan alternatif yang dipakai adalah dengan membayangkan daerah yang tenggelam di sebuah danau, dengan lubang menembus sampai titik minimum. *Basin* atau cekungan akan terisi air dimulai dari

titik minimum, dan ketika air datang dari *basin* yang berbeda kemudian bertemu, maka dam akan terbangun. Ketika air sampai pada level puncak tertinggi di wilayah tersebut, maka proses akan berhenti. Akibatnya, wilayah yang terbagi menjadi *basin* terpisahkan oleh dam, biasa disebut dengan garis watershed.

Simulasi proses dengan 2 pendekatan pada segmentasi gambar dapat digunakan ketika salah satu mencari *basin-basin*, kemudian satu komputer membagi gambar menjadi beberapa *basin*, dan sesudah itu mencari watershed dengan deteksi batas. Agar lebih jelas, diberikan sebutan “transformasi watershed” untuk menunjukkan label dari gambar, sehingga semua titik yang tertangkap *basin* diberi label yang unik dan khusus, dan semua label tersebut berbeda yang diberikan di semua titik pada watershed (Jos B.T.M. Roerdink, 2001).

3.1.3 Desain *Interface*

Desain *interface* dibuat dengan tujuan untuk mempermudah pengguna dalam pemrosesan gambar. Desain *interface* ini dibuat mulai dari inputan citra *dental panoramic radiograph* sampai beberapa tahapan proses yang ada kemudian tampilan hasil akhir dari proses. Berikut ini perancangan desain *interface* dalam aplikasi perbaikan kualitas citra ini.



Gambar 3.8 : Rancangan *interface* aplikasi perbaikan kualitas citra

Interface aplikasi perbaikan kualitas citra terdapat beberapa tombol, yaitu:

1. Input Citra (1), fungsi tombol ini untuk membuka arsip citra *dental panoramic radiograph* yang akan diinputkan ke dalam sistem.
2. Input Citra (2), fungsi tombol ini untuk membuka arsip citra *dental panoramic radiograph* yang akan diinputkan ke dalam sistem, akan tetapi citra tersebut adalah citra yang telah ditandai bagian objeknya dengan warna putih. Citra ini digunakan dalam proses penghitungan akurasi data pada uji coba sistem.
3. Impulsive Noise, fungsi tombol ini untuk memproses kontras citra dari citra yang telah diinputkan ke dalam sistem agar diketahui *impulse noise* yang ada dalam citra tersebut.
4. Remove Noise, fungsi tombol ini untuk menghilangkan *noise* yang telah ditemukan dalam citra *dental panoramic radiograph*.

5. Watershed (Citra Asli), fungsi tombol ini untuk men-segmentasi hasil citra asli inputan.
6. Watershed (Metode), fungsi tombol ini untuk men-segmentasi hasil citra setelah proses metode *impulsive noise removal*.
7. View (1), fungsi tombol ini untuk melihat citra hasil watershed yang telah di *thresholding*.
8. View (2) , fungsi tombol ini untuk melihat citra hasil watershed yang telah di *sorting* atau diurutkan.
9. View (3) , fungsi tombol ini untuk melihat citra hasil watershed dari citra asli inputan yang telah yang telah di *thresholding*.
10. View (4) , fungsi tombol ini untuk melihat citra hasil watershed dari citra asli inputan yang telah di *sorting* atau diurutkan.
11. Save (1), fungsi tombol ini untuk menyimpan hasil citra watershed yang telah di *sorting* atau diurutkan ke dalam direktori.
12. Save (2), fungsi tombol ini untuk menyimpan citra hasil watershed dari citra asli inputan yang telah di *sorting* atau diurutkan ke dalam direktori.
13. Save (3), fungsi tombol ini untuk menyimpan citra hasil proses *impulsive noise removal* dari citra asli inputan.
14. Reset, fungsi tombol ini untuk menghapus hasil citra yang ditampilkan di GUI, jika pengguna ingin membuka arsip citra yang lain.
15. Cek akurasi, fungsi tombol ini untuk menghitung tingkat akurasi dan presisi (ketepatan objek) citra asli inputan yang telah di segmentasi watershed

dengan citra hasil proses metode *impulsive noise* yang telah di segmentasi watershed. Hasil akurasi dan presisi ditampilkan pada *textfield* di bawahnya.

Pengguna memberikan inputan citra pada sistem dengan menekan tombol “Input Citra”. Kemudian citra tulang mandibula yang telah dipilih akan tampil pada panel Citra Input. Alamat citra yang telah diinputkan akan tampil pada *textfield* di bawah tombol input citra. Lalu tekan tombol “Watershed Citra Asli” untuk memperoleh hasil segmentasi dari citra asli yang diinputkan. Hasil watershed sebelum di-*sorting* dan setelah di-*sorting* ditampilkan di panel watershed citra asli dan watershed citra asli *sorting* setelah menekan tombol view (3) dan view (4).Selanjutnya tekan tombol “Impulsive noise”. Citra yang telah diinputkan akan dideteksi masing-masing nilai pikselnya, lalu di hitung kontras citra per-piksel nya untuk mengetahui piksel mana yang memiliki kontras citra tinggi. Hasil penghitungan kontras citra tersebut ditampilkan pada panel Impulsive Noise. Setelah itu, tekan tombol “Remove Noise” untuk menghapus noise dari hasil penghitungan kontras citra tersebut.

Tombol “Watershed citra asli” dan “Watershed metode” digunakan agar bisa membandingkan hasil segmentasi antara citra asli inputan dengan citra setelah proses *impulsive noise*. Perbandingan tersebut digunakan untuk melihat tingkat akurasi dari kedua citra tersebut. Jumlah objek hasil watershed akan muncul di popupmenu 1 dan 3 dibawah tombol watershed. Hasil citra watershed yang telah di *thresholding* akan tampil di panel watershed sorting. Setelah itu, citra hasil watershed akan diurutkan atau di *sorting* mulai dari gambar yang paling besar hingga gambar paling kecil. Kemudian hasil pengurutan atau *sorting* tersebut akan

ditampilkan di popupmenu 2 dan 4,. Untuk hasil citranya akan ditampilkan di panel watershed setelah di tekan tombol “View” yang kedua.

Cek akurasi digunakan untuk menghitung akurasi dari hasil yang pertama yaitu hasil watershed dari citra inputan, dan hasil yang kedua yaitu hasil watershed setelah proses metode *impulsive noise removal*. Nilai prosentase akurasi, presisi dan recall akan muncul di textfield yang terletak di bawah tombol cek akurasi ini.

3.2 Implementasi Aplikasi

Berikut ini adalah implementasi aplikasi perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiograph* pada tulang mandibula:



Gambar 3.9 : Tampilan proses aplikasi perbaikan kualitas citra

Langkah awal yang dilakukan pengguna pada aplikasi perbaikan kualitas citra ini adalah dengan menekan tombol “Input Citra”, maka akan menuju kotak *open dialog* yang berisi pilihan arsip citra yang akan diinputkan. Citra yang

diinputkan tersebut akan tampil dalam panel citra input. *Textfield* yang berada di bawah tombol input citra akan menampilkan lokasi atau alamat dari file citra yang diinputkan. Proses input citra ditunjukkan dalam Gambar 3.10.

```
global I
[namafile,direktori]=uigetfile({'*.*'; '*.jpg'; '*.png'; '*.tif'}, 'Bu
ka Citra');
gb=imread(strcat(direktori,namafile));
I = gb(:,:,1);
set(handles.tx_lokasi,'String',direktori);
axes(handles.axes1);
imshow(I);
```

Gambar 3.10 : *Source code* proses input citra

Kemudian pengguna menekan tombol “Watershed Citra Asli” untuk memperoleh hasil segmentasi dari citra asli yang telah diinputkan. Hasil watershed ditunjukkan dengan variable *watA*. Variabel *watA* tersebut digunakan dalam penentuan jumlah objek maksimal setelah citra asli disegmentasi. *Sorting* atau pengurutan nilai piksel dilakukan mulai dari yang terbesar hingga terkecil. Pengurutan diwakili oleh 2 array yaitu array *obj1* dan *obj2*, dimana *obj1* merupakan indeks dari nilai piksel dan *obj2* merupakan nilai piksel yang diurutkan. Proses segmentasi citra sebelum perlakuan *impulsive noise removal* ditunjukkan pada Gambar 3.11 dan 3.12.



Gambar 3.11 : Citra hasil proses segmentasi sebelum perlakuan *impulsive noise removal*

```

global I watA
thresh = graythresh(I) * 255;
for i=1:size(I,1)
    for j=1:size(I,2)
        if I(i,j) >= thresh
            th(i,j) = 255;
        else
            th(i,j) = 0;
        end
    end
end
end
canny = edge(th, 'canny');
SE = strel('disk', 3, 8);
th2 = imdilate(canny, SE);
watA = watershed(th2);
axes(handles.axes2);
imshow(watA, []);

kolom_max = max(watA);
objek_max = max(kolom_max);
for i=1:objek_max
    piksel(1,i)=i; %baris
    piksel(2,i)=0; %kolom
    piksel2(1,i)=i;
    piksel2(2,i)=0;
end
set(handles.popupmenu3, 'String', piksel(1,:));
save hasil_watershedA watA

for k=1:objek_max
    for i=1:size(watA, 1)
        for j=1:size(watA, 2)
            if k == watA(i,j)
                piksel(2,k) = piksel(2,k)+1;
                piksel2(2,k) = piksel2(2,k)+1;
            end
        end
    end
end
end

for s = 0:(size(piksel2,2)-1);
    obj2 = (size(piksel2,2)-s);
    obj1 = s+1;
    for r = 1:(obj2-1);
        pos1 = piksel2(2,r);
        pos2 = piksel2(2,(r+1));
        if pos1 < pos2
            s1_temp=piksel2(1,r);
            js1_temp=piksel2(2,r);
            piksel2(1,r)=piksel2(1,(r+1));
            piksel2(2,r)=piksel2(2,(r+1));
            piksel2(1,r+1)=s1_temp;
            piksel2(2,r+1)=js1_temp;
        end
    end
end
end

```

```
set(handles.popupmenu4,'String', piksel2(1,:));
save objectA
```

Gambar 3.12 : *Source code* proses segmentasi citra sebelum perlakuan *impulsive noise removal*

Setelah itu, pengguna menekan tombol “Impulsive Noise”. Tombol tersebut akan memproses kontras citra dari gambar yang telah diinputkan. *nb* mewakili nilai piksel (*i,j*), dan *nb1*, *nb2*, *nb3* dan seterusnya mewakili piksel tetangganya. Hasil dari proses kedua tersebut akan dimunculkan dalam panel proses *impulsive noise*. Gambar 3.13 di bawah ini menunjukkan penghitungan kontras citra agar diketahui piksel yang termasuk *impulsive noise*.

```
global I
[m,n]=size(I);
for i=1:m %baris
    for j=1:n %kolom
        if(i==1) && (j==1);
            nb=int16(I(i,j));
            nb1=int16(I(i,j+1));
            nb2=int16(I(i+1,j+1));
            nb3=int16(I(i+1,j));
            I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-nb3))/3;
        elseif(i==1) && (j>1) && (j<n);
            nb=int16(I(i,j));
            nb1=int16(I(i,j-1));
            nb2=int16(I(i+1,j-1));
            nb3=int16(I(i+1,j));
            nb4=int16(I(i+1,j+1));
            nb5=int16(I(i,j+1));
            I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-
nb3)+abs(nb-nb4)+abs(nb-nb5))/5;
        elseif(i==1) && (j==n);
            nb=int16(I(i,j));
            nb1=int16(I(i,j-1));
            nb2=int16(I(i+1,j-1));
            nb3=int16(I(i+1,j));
            I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-nb3))/3;
        elseif(i<m) && (i>1) && (j==1);
            nb=int16(I(i,j));
            nb1=int16(I(i-1,j));
            nb2=int16(I(i-1,j+1));
            nb3=int16(I(i,j+1));
            nb4=int16(I(i+1,j+1));
            nb5=int16(I(i+1,j));
            I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-
nb3)+abs(nb-nb4)+abs(nb-nb5))/5;
        elseif(i<m) && (i>1) && (j>1) && (j<n);
```

```

        nb=int16(I(i,j));
        nb1=int16(I(i-1,j-1));
        nb2=int16(I(i-1,j));
        nb3=int16(I(i-1,j+1));
        nb4=int16(I(i,j+1));
        nb5=int16(I(i+1,j+1));
        nb6=int16(I(i+1,j));
        nb7=int16(I(i+1,j-1));
        nb8=int16(I(i,j-1));
        I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-
nb3)+abs(nb-nb4)+abs(nb-nb5)+abs(nb-nb6)+abs(nb-nb7)+abs(nb-
nb8))/8;
    elseif(i>1) && (i<m) && (j==n);
        nb=int16(I(i,j));
        nb1=int16(I(i-1,j));
        nb2=int16(I(i-1,j-1));
        nb3=int16(I(i,j-1));
        nb4=int16(I(i+1,j-1));
        nb5=int16(I(i+1,j));
        I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-
nb3)+abs(nb-nb4)+abs(nb-nb5))/5;
    elseif(i==m) && (j==1);
        nb=int16(I(i,j));
        nb1=int16(I(i-1,j));
        nb2=int16(I(i-1,j+1));
        nb3=int16(I(i,j+1));
        I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-nb3))/3;
    elseif(i==m) && (j>1) && (j<n);
        nb=int16(I(i,j));
        nb1=int16(I(i,j-1));
        nb2=int16(I(i-1,j-1));
        nb3=int16(I(i-1,j));
        nb4=int16(I(i-1,j+1));
        nb5=int16(I(i,j+1));
        I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-
nb3)+abs(nb-nb4)+abs(nb-nb5))/5;
    else(i==m) && (j==n);
        nb=int16(I(i,j));
        nb1=int16(I(i,j-1));
        nb2=int16(I(i-1,j-1));
        nb3=int16(I(i-1,j));
        I(i,j)=double(abs(nb-nb1)+abs(nb-nb2)+abs(nb-nb3))/3;
    end
end
end
axes(handles.axes4);
imshow(I);

```

Gambar 3.13 : *Source code* proses kontras citra agar diketahui piksel yang termasuk *impulsive noise*

Kemudian pengguna menekan tombol “Remove Noise”. Hasil kontras citra dihitung nilai tengahnya yang diwakili variabel mn. Tombol tersebut akan

memproses hasil kontras citra yang termasuk *noise*. Kemudian hasil citra tersebut ditampilkan dalam panel proses *remove noise*. Berikut Gambar 3.14 dan 3.15 menunjukkan hasil *impulsive noise removal*.



Gambar 3.14 : Citra hasil proses perhitungan kontras citra serta penghapusan *impulsive noise*

```
global I
me=mean(I);
mn=mean(me);
% jika nilai kontras I lebih besar dari nilai rata-rata maka nilai
kontras I
% diganti dengan nilai rata-rata
% jika nilai kontras I lebih kecil dari nilai rata-rata maka nilai
kontras I
% tetap atau tidak berubah
for i=1:size(I,1);
    for j=1:size(I,2);
        if I(i,j) > mn;
            I(i,j) = mn;
        else I(i,j) < mn;
            I(i,j)=I(i,j);
        end
    end
end
axes(handles.axes5);
imshow(I);
```

Gambar 3.15 : *Source code* proses *remove noise*

Selanjutnya, pengguna menekan tombol watershed pada panel proses metode. Dalam tombol watershed ini citra hasil perlakuan metode *impulsive noise removal* akan diproses segmentasi yang bisa menghasilkan jelasnya letak atau

posisi tulang mandibula. Sebelum itu, citra tersebut akan diproses *thresholding* terlebih dahulu supaya menghasilkan citra hitam putih. Proses segmentasi citra setelah diberi perlakuan *impulsive noise removal* ditunjukkan pada Gambar 3.16 dan 3.17.



Gambar 3.16 : Citra hasil proses segmentasi setelah diberi perlakuan *impulsive noise removal*

```

global I wat
thresh = graythresh(I) * 255;
for i=1:size(I,1)
    for j=1:size(I,2)
        if I(i,j) >= thresh
            th(i,j) = 255;
        else
            th(i,j) = 0;
        end
    end
end
canny = edge(th, 'canny');
SE = strel('disk', 3, 8);
th2 = imdilate(canny, SE);
wat = watershed(th2);
axes(handles.axes6);
imshow(wat, []);

kolom_max = max(wat);
objek_max = max(kolom_max);
for i=1:objek_max
    piksel(1,i)=i; %baris
    piksel(2,i)=0; %kolom
    piksel2(1,i)=i;
    piksel2(2,i)=0;
end

```

```

set(handles.popupmenu1, 'String', piksel(1,:));
save hasil_watershed wat

for k=1:objek_max
    for i=1:size(wat, 1)
        for j=1:size(wat, 2)
            if k == wat(i,j)
                piksel(2,k) = piksel(2,k)+1;
                piksel2(2,k) = piksel2(2,k)+1;
            end
        end
    end
end

for s = 0:(size(piksel2,2)-1);
    obj2 = (size(piksel2,2)-s);
    obj1 = s+1;
    for r= 1:(obj2-1);
        pos1 = piksel2(2,r);
        pos2 = piksel2(2, (r+1));
        if pos1 < pos2
            s1_temp=piksel2(1,r);
            js1_temp=piksel2(2,r);
            piksel2(1,r)=piksel2(1, (r+1));
            piksel2(2,r)=piksel2(2, (r+1));
            piksel2(1,r+1)=s1_temp;
            piksel2(2,r+1)=js1_temp;
        end
    end
end
set(handles.popupmenu2, 'String', piksel2(1,:));
save object

```

Gambar 3.17 : *Source code* hasil proses segmentasi setelah diberi perlakuan *impulsive noise removal*

Langkah terakhir dalam aplikasi ini terdapat pada tombol “Cek Akurasi”. Tombol ini memproses perhitungan tingkat keakuratan, presisi atau ketepatan objek citra *dental panoramic radiograph*, serta recall. Variabel tp , tn , fp , fn mewakili posisi dari objek hasil watershed dengan objek yang sebenarnya. Variabel tp merupakan true positive, tn merupakan true negative, fp merupakan false positive, dan fn merupakan false negative. Gambar 3.18 dibawah ini menunjukkan perhitungan tingkat akurasi data.

```

global I IC
% =====KEAKURATAN HASIL WATERSHED SEBELUM PERLAKUAN=====
load watershed_akhirA
tp = 0;
tn = 0;
fp = 0;
fn = 0;
for i=1:size(IC,1)
    for j=1:size(IC,2)
        if IC(i,j) == 0
            icn(i,j) = 0;
        else
            icn(i,j) = 255;
        end
    end
end
for i=1:size(icn,1)
    for j=1:size(icn,2)
        if icn(i,j) == 0 && watershed_akhirA(i,j) == 0
            tp = tp + 1;
        elseif icn(i,j) == 0 && watershed_akhirA(i,j) == 255
            tn = tn + 1;
        elseif icn(i,j) == 255 && watershed_akhirA(i,j) == 0
            fp = fp + 1;
        elseif icn(i,j) == 255 && watershed_akhirA(i,j) == 255
            fn = fn + 1;
        end
    end
end
end

% =====KEAKURATAN HASIL WATERSHED SETELAH PERLAKUAN=====
load watershed_akhir
tp2 = 0;
tn2 = 0;
fp2 = 0;
fn2 = 0;
for i=1:size(IC,1)
    for j=1:size(IC,2)
        if IC(i,j) == 0
            icn(i,j) = 0;
        else
            icn(i,j) = 255;
        end
    end
end
for i=1:size(icn,1)
    for j=1:size(icn,2)
        if icn(i,j) == 0 && watershed_akhir(i,j) == 0
            tp2 = tp2 + 1;
        elseif icn(i,j) == 0 && watershed_akhir(i,j) == 255
            tn2 = tn2 + 1;
        elseif icn(i,j) == 255 && watershed_akhir(i,j) == 0
            fp2 = fp2 + 1;
        elseif icn(i,j) == 255 && watershed_akhir(i,j) == 255
            fn2 = fn2 + 1;
        end
    end
end

```

```
end
end

akurasi1 = ((tp+fn)/(tp+fp+tn+fn))*100;
presisi1 = (tp/(tp+fp))*100;
recall1 = (tp/(tp+fn))*100;
akurasi2 = ((tp2+fn2)/(tp2+fp2+tn2+fn2))*100;
presisi2 = (tp2/(tp2+fp2))*100;
recall2 = (tp2/(tp2+fn2))*100;

set(handles.tx_akurasi1,'String',akurasi1);
set(handles.tx_presisi1,'String',presisi1);
set(handles.tx_recall1,'String',recall1);
set(handles.tx_akurasi2,'String',akurasi2);
set(handles.tx_presisi2,'String',presisi2);
set(handles.tx_recall2,'String',recall2);
```

Gambar 3.18 : *Source code* perhitungan tingkat akurasi data

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Berdasarkan aplikasi yang telah dibuat, pada bab hasil dan pembahasan ini akan dijelaskan rangkaian uji sistem serta evaluasinya. Uji coba dilakukan untuk melihat sejauh mana keberhasilan dari implementasi aplikasi ini. Sedangkan evaluasi dilakukan dengan menganalisa hasil dari uji coba yang telah dilakukan. Tujuan lain dari evaluasi juga untuk mendapatkan kesimpulan dan saran dari penelitian yang telah dilakukan sebagai tinjauan untuk pengembangan dari aplikasi ini.

4.1. Langkah-langkah Uji Coba

Langkah-langkah uji coba dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. Akuisisi citra. Data citra *dental panoramic radiograph* yang digunakan dalam penelitian ini tidak didapatkan dengan memotret panorama gigi secara langsung melainkan di dapatkan dari ITS. Sebelumnya, data ini telah digunakan dalam penelitian akira taguchi dan agus zainal arifin. Pengambilan data citra *dental panoramic radiograph* menggunakan sebuah alat yang dinamakan panorama radiografi.
- b. *Cropping*. Citra *dental panoramic radiograph* khususnya bagian tulang mandibula, di-*crop* menjadi 2 bagian yaitu kanan dan kiri. Masing-masing dengan ukuran 700x900 piksel. Proses *cropping* ini menggunakan tool pada matlab R2008a yaitu *imcrop*.

- c. Uji Coba. Setelah semua citra *dental panoramic radiograph* selesai di-*crop*, maka citra tersebut di uji coba ke dalam sistem.

4.2. Hasil Uji Coba

Proses pengujian aplikasi ini dilakukan dengan cara membandingkan secara manual hasil citra *dental panoramic radiograph* pada tulang mandibula yang didapatkan dari uji coba sistem. Aplikasi akan memperbaiki citra tulang mandibula dengan menghapus *impulse noise*, serta men-segmentasi citra. Hasil aplikasi ini akan terlihat bentuk dari tulang mandibula tersebut. Berikut ini Gambar 4.1 akan menunjukkan citra hasil ujicoba aplikasi perbaikan kualitas citra, serta Tabel 4.1 menunjukkan hasil uji coba sistem dengan 25 sampel citra tulang mandibula sebelah kiri dan 25 sampel citra tulang mandibula sebelah kanan.

Hasil segmentasi sebelum dilakukan perlakuan <i>impulsive noise removal</i>		Hasil segmentasi setelah dilakukan perlakuan <i>impulsive noise removal</i>	
			

Gambar 4.1 : Citra hasil ujicoba aplikasi perbaikan kualitas citra

Tabel 4.1 : Hasil ujicoba citra *dental panoramic radiograph*

No	Data Uji	Objek	Citra Asli							Objek	Citra Setelah Proses Metode						
			tp	tn	fp	fn	Akurasi	Presisi	Recall		tp	tn	fp	fn	Akurasi	Presisi	Recall
1	001L.tif	1	23854	12745	11149	8952	57.8589	68.1484	72.7123	2	31807	4792	9288	10813	75.1675	77.3987	74.6293
2	001R.tif	1	21688	14981	10878	9153	54.3933	66.5971	70.322	1	35250	1419	9153	10878	81.3545	79.3865	76.4178
3	002L.tif	1	31393	4914	12605	7788	69.1023	71.351	80.123	5	8397	27910	788	19605	49.3862	91.4208	29.9871
4	002R.tif	1	29488	4117	16876	6219	62.9753	63.6011	82.5832	1	23040	10565	12302	10793	59.6702	65.1916	68.0992
5	003L.tif	7	17117	20898	5721	12964	53.0529	74.9496	56.903	2	35836	2179	10817	7868	77.0794	76.8139	81.9971
6	003R.tif	2	21733	14648	12352	7967	52.381	63.7612	73.1751	1	29631	6750	13526	6793	64.2399	68.6586	81.3502
7	006L.tif	1	24408	12997	9820	9475	59.7584	71.31	72.0361	3	27499	9906	10155	9140	64.619	73.0308	75.0539
8	006R.tif	2	17382	18100	5329	15889	58.679	76.5356	52.2437	4	23840	11642	8155	13063	65.0847	74.5116	64.6018
9	007L.tif	1	21142	12992	9529	13037	60.2804	68.9316	61.8567	2	30553	3581	12488	10078	71.6596	70.9858	75.1963
10	007R.tif	1	22527	11425	12204	10544	58.3263	64.8614	68.1171	3	22011	11941	12293	10455	57.2593	64.1645	67.7971
11	019L.tif	1	25948	9446	15427	5879	56.1323	62.7142	81.5283	3	32382	3012	10212	11094	76.6772	76.0248	74.4825
12	019R.tif	3	12164	21668	1665	21203	58.8483	87.9601	36.4552	2	33275	557	8083	14785	84.7619	80.456	69.2364
13	026L.tif	2	26083	4213	6988	19416	80.2451	78.8697	57.3265	3	29211	1085	10506	15898	79.5573	73.5479	64.7565

14	026R.tif	10	10335	19442	2655	24268	61.0282	79.5612	29.8674	2	29041	736	7437	19486	85.5855	79.6124	59.845
15	032L.tif	1	25943	8555	13265	9387	61.5168	65.7748	73.0877	3	20275	13773	9662	12990	58.6684	67.7256	60.9499
16	032R.tif	2	14600	19079	7103	15918	53.8236	67.2718	47.8406	3	26472	7207	9039	13982	71.3474	74.5459	65.4373
17	046L.tif	2	16401	13924	10988	15387	56.0635	59.8817	51.5949	2	28901	1424	13516	12859	73.6508	68.1354	69.2074
18	046R.tif	2	26824	4650	11818	13408	70.9559	69.4167	66.6733	2	30458	1016	13446	11780	74.4938	69.3741	72.1104
19	049L.tif	1	27727	5824	15202	7947	62.9171	64.588	77.7233	2	27413	6138	8511	14638	74.164	76.3083	65.1899
20	049R.tif	1	22746	11202	13810	8942	55.8871	62.2223	71.7811	2	29183	4765	9028	13724	75.6737	76.3733	68.0145
21	050L.tif	2	27644	3896	7927	17233	79.1481	77.715	61.5995	2	29841	1699	8981	16179	81.164	76.8662	64.8435
22	050R.tif	2	24832	8652	6292	16924	73.6437	79.7841	59.4693	2	31492	1992	6614	16602	84.8219	82.6432	65.4801
23	053L.tif	5	14548	17075	1811	23266	66.6914	88.9296	38.4725	2	29837	1786	13174	11903	73.6155	69.3706	71.483
24	053R.tif	1	21481	10016	13718	11485	58.1411	61.0273	65.1611	2	26476	5021	13504	11699	67.328	66.2231	69.3543
25	056L.tif	1	18500	13384	14359	10457	51.0705	56.3012	63.8878	2	20094	11790	11398	13418	59.1041	63.8067	59.9606
26	056R.tif	1	20035	12006	14318	10341	53.5732	58.321	65.9567	2	30421	1620	11922	12737	76.1164	71.8442	70.4875
27	059L.tif	2	11271	19736	3034	22659	59.8413	78.7906	33.2184	2	28634	2373	8046	17647	81.6243	78.0643	61.8699
28	059R.tif	2	8667	24200	20	23813	57.284	99.7698	26.6841	2	28444	4423	6906	16927	80.0194	80.4639	62.692
29	061L.tif	1	29245	308	26203	944	53.2434	52.7431	96.873	4	23647	5906	12074	15073	68.2892	66.1992	61.0718
30	061R.tif	1	31077	1025	19990	4608	62.9365	60.8553	87.087	1	24814	7288	10266	14332	69.0406	70.7355	63.3883

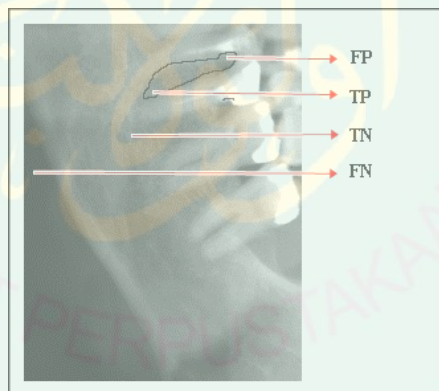
31	067L.tif	1	26254	4839	17535	8072	60.5397	59.9557	76.4843	2	29090	2003	9998	15609	78.8342	74.4218	65.0798
32	067R.tif	1	25290	5972	16236	9202	60.8325	60.9016	73.3213	5	23669	7593	11031	14407	67.1534	68.2104	62.1625
33	069L.tif	7	33	20329	0	36338	64.1464	100	0.090732	7	244	20118	0	36338	64.5185	100	0.666995
34	069R.tif	2	11356	9373	5927	30044	73.0159	65.7062	27.43	12	100	20629	0	35971	63.6173	100	0.277231
35	071L.tif	1	26084	12472	13997	4147	53.3175	65.0782	86.2823	3	37003	1553	5122	13022	88.2275	87.8409	73.969
36	071R.tif	1	27061	11640	13121	4878	56.3298	67.3461	84.7271	2	36557	2144	6071	11928	85.5115	85.7582	75.3986
37	076L.tif	1	32581	3841	13281	6997	69.8025	71.0414	82.321	2	27911	8511	11509	8769	64.6914	70.8042	76.0932
38	076R.tif	1	26490	8904	10554	10752	65.6825	71.5096	71.1294	9	21781	13613	12304	9002	54.291	63.902	70.7566
39	077L.tif	1	29252	5044	14692	7712	65.1922	66.5665	79.1365	2	29703	4593	10777	11627	72.8924	73.377	71.8679
40	077R.tif	1	33094	2166	10144	11296	78.2892	76.5392	74.5528	3	19652	15608	14066	7374	47.6649	58.2834	72.7152
41	079L.tif	2	21468	8685	19640	6907	50.0441	52.2234	75.6581	4	29018	1135	7902	18645	84.0617	78.597	60.8816
42	079R.tif	1	28302	2548	21483	4367	57.6173	56.8484	86.6326	3	30462	388	8119	17731	84.9965	78.956	63.2083
43	083L.tif	1	25404	10554	16498	4244	52.2892	60.6272	85.6854	2	33725	2233	4684	16058	87.8007	87.8049	67.744
44	083R.tif	4	15320	19110	2125	20145	62.5485	87.8189	43.1975	2	33193	1237	2782	19488	92.9118	92.2669	63.0075
45	085L.tif	1	23737	9060	15076	8827	57.4321	61.1573	72.8934	2	28787	4010	10543	13360	74.3333	73.1935	68.3014
46	085R.tif	4	15220	19995	9691	11794	47.6437	61.0975	56.3412	1	33709	1506	10672	10813	78.522	75.9537	75.7131
47	086L.tif	8	11189	20007	276	25228	64.2275	97.5927	30.7247	2	30270	926	8606	16898	83.1887	77.8629	64.1749

48	086R.tif	4	15973	18516	1323	20888	65.0106	92.3508	43.3331	2	33736	753	8176	14035	84.2522	80.4925	70.6203
49	097L.tif	2	22203	12388	10925	11184	58.8836	67.0219	66.5019	6	25786	8805	12089	10020	63.1499	68.0818	72.0159
50	097R.tif	1	24834	11024	11481	9361	60.3086	68.385	72.6247	5	22692	13166	9996	10846	59.1499	69.42	67.6606
RATA-RATA							60.85905	70.24624	63.42856	RATA-RATA					72.81985	75.50221	65.1461



4.3. Pembahasan

Metode ROC (*receiver operating characteristics*) digunakan dalam pengukuran uji diagnostik dalam dunia medis. Peneliti menggunakan ROC ini dalam perhitungan nilai akurasi, presisi, serta sensitifitas atau *recall* pada citra hasil segmentasi yaitu membandingkan hasil segmentasi citra ujicoba dengan citra asli yang diinputkan. Dalam sistem pengukuran terdapat TP (*true positives*) merupakan nilai kebenaran antara hasil gambar ujicoba dengan citra asli tulang mandibula, TN (*true negatives*) merupakan nilai ketidaktepatan antara hasil gambar ujicoba dengan background, FP (*false positives*) merupakan nilai ketidaktepatan antara hasil gambar ujicoba dengan citra asli tulang mandibula, dan FN (*false negatives*) merupakan nilai kebenaran antara hasil gambar ujicoba dengan background. Posisi TP, FN, FP, dan TN ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 : Posisi gambar hasil segmentasi dengan gambar asli tulang mandibula yang termasuk fp, tp, tn, dan fn.

a. Akurasi

Akurasi merupakan tingkat kedekatan hasil pengukuran terhadap nilai yang sebenarnya. Jika objek hasil segmentasi lebih mendekati citra asli tulang mandibula maka pengukuran tersebut bernilai benar dan akurat.

$$\text{Akurasi} = \frac{TP + FN}{TP + FP + TN + FN} \quad (4.1)$$

b. Presisi

Presisi merupakan ketepatan objek hasil segmentasi dengan citra asli tulang mandibula. Sistem pengukuran bisa menghasilkan hasil yang akurat dan tepat, akurat tetapi tidak tepat, tepat tetapi tidak akurat, serta tidak tepat dan tidak akurat.

$$\text{Presisi} = \frac{TP}{TP + FP} \quad (4.2)$$

c. Recall

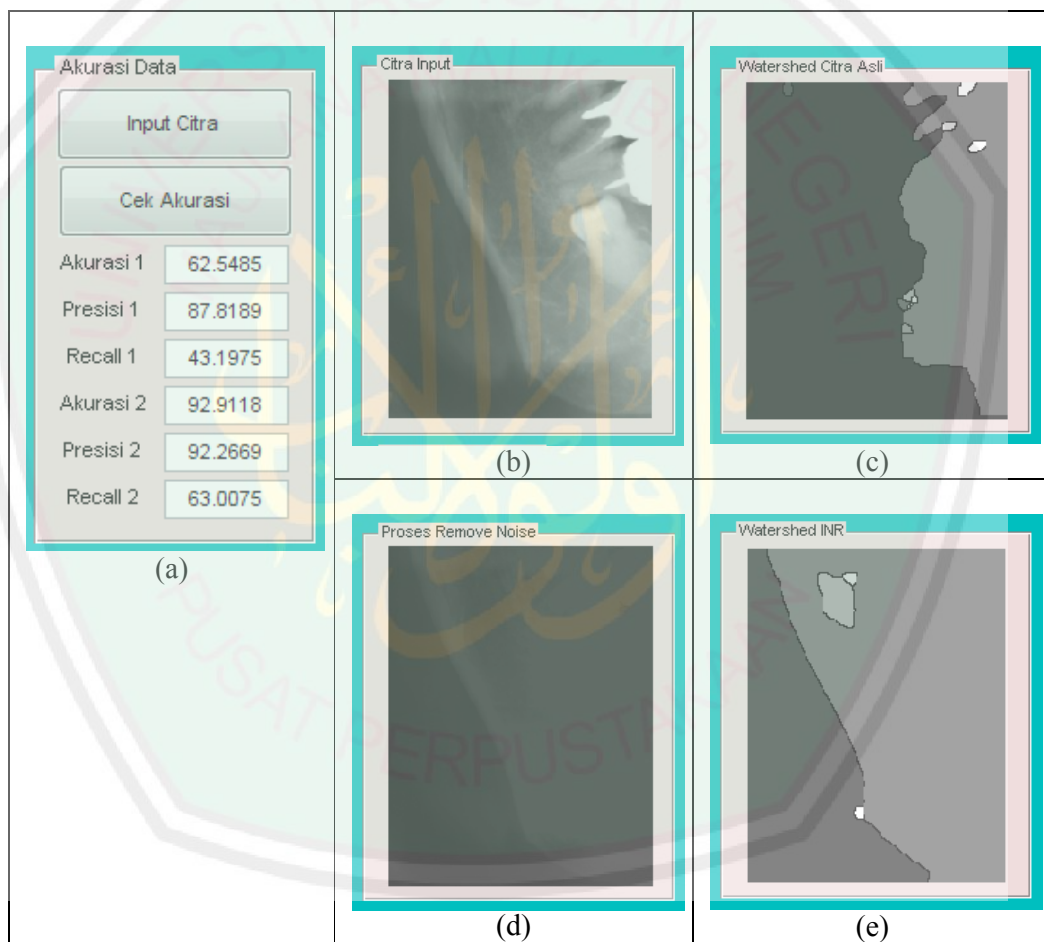
Recall atau sensitivitas merupakan tingkat keberhasilan sistem dalam menemukan kebenaran hasil pengukuran. Contoh gambar akurasi dan presisi pada citra digital ditunjukkan pada Gambar 4.3.

$$\text{Recall} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (4.3)$$



Gambar 4.3 : Perbedaan hasil akurasi dan presisi (objek berwarna hitam). (a) akurasi rendah presisi tinggi, (b) akurasi tinggi presisi tinggi, (c) akurasi tinggi presisi rendah, (d) akurasi rendah presisi rendah.

Berdasarkan uji coba keakuratan yang telah dilakukan di dalam aplikasi, dari 50 citra *dental panoramic radiograph* yang telah diuji terdapat 10 citra yang tingkat akurasinya lebih rendah dibandingkan citra hasil segmentasi sebelum dilakukan perlakuan *impulsive noise removal*. Akurasi data uji paling tinggi ditunjukkan pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 : (a) Hasil akurasi, presisi, dan recall dalam aplikasi perbaikan kualitas citra, (b) citra asli inputan, (c) citra hasil segmentasi sebelum diberikan perlakuan *impulsive noise removal*, (d) citra setelah diberikan perlakuan *impulsive noise removal*, dan (e) citra hasil segmentasi setelah diberikan perlakuan *impulsive noise removal*

Hasil rata-rata akurasi yang didapatkan dari citra hasil segmentasi sebelum dilakukan perlakuan *impulsive noise removal* adalah 60,86%, presisi rata-rata 70,24%, serta *recall* rata-rata sebesar 63,43%. Sedangkan hasil rata-rata akurasi yang didapatkan dari citra hasil segmentasi setelah dilakukan perlakuan *impulsive noise* adalah 72,8%, presisi rata-rata 75,5%, serta *recall* rata-rata sebesar 65,14%. Hasil akurasi paling baik terdapat pada gambar 083R.tif dengan nilai akurasi 92,9%. Sedangkan hasil akurasi paling rendah terdapat pada gambar 077R.tif dengan nilai akurasi 47,6%.

Uji akurasi ini dilakukan agar dapat diketahui tingkat keakuratan citra sebelum diberikan perlakuan dan citra setelah diberikan perlakuan dengan menggunakan metode *impulsive noise removal*. Tinggi dan rendahnya akurasi ini dikarenakan ketepatan nilai objek yang ada dengan objek asli tulang mandibula. Pada aplikasi ini objek ditunjukkan dengan warna hitam atau dengan nilai 0. Jadi, jika jumlah nilai objek semakin mendekati jumlah nilai objek asli tulang mandibula maka objek tersebut dikatakan akurat dan memiliki nilai akurasi yang tinggi. Akan tetapi, jika jumlah nilai objek semakin menjauhi jumlah nilai objek asli tulang mandibula maka objek tersebut dikatakan tidak akurat dan memiliki nilai akurasi yang rendah.

Perhitungan tingkat keakuratan berdasarkan 40 hasil data yang akurat dibandingkan dengan 50 total data yang diujikan adalah sebesar 80%. Perhitungan akurasi sistem dari hasil uji coba adalah sebagai berikut:

$$\begin{aligned}
 \text{Akurasi} &= \frac{\text{data akurat}}{\sum \text{data}} \times 100\% \\
 &= \frac{40}{50} \times 100 \\
 &= 80\%
 \end{aligned}$$

4.4. Integrasi Metode *Impulsive Noise Removal* dengan Al-Qur'an

Proses penciptaan manusia ketika di dalam kandungan diawali dengan pertemuan sel sperma dan sel telur. Sel sperma diproduksi di dalam alat reproduksi laki-laki dan sel telur diproduksi di dalam alat reproduksi perempuan.

Firman Allah SWT pada Q.S Al Mu'minuun ayat 14 dijelaskan:

نُمَّا خَلَقْنَا النُّطْفَةَ عَلَقَةً فَخَلَقْنَا الْعَلَقَةَ مُضْغَةً فَخَلَقْنَا الْمُضْغَةَ عِظْمًا فَكَسَوْنَا الْعِظْمَ لَحْمًا
 نُمَّا أَنشَأْنَاهُ خَلْقًا آخَرَ فَتَبَارَكَ اللَّهُ أَحْسَنُ الْخَالِقِينَ ﴿١٤﴾

14. Kemudian air mani itu kami jadikan segumpal darah, lalu segumpal darah itu kami jadikan segumpal daging, dan segumpal daging itu kami jadikan tulang belulang, lalu tulang belulang itu kami bungkus dengan daging. Kemudian kami jadikan dia makhluk yang (berbentuk) lain. Maka Maha sucilah Allah, Pencipta yang paling baik.

Tulang merupakan jaringan yang hidup dan terus tumbuh. Tulang mempunyai struktur pertumbuhan dan fungsi yang unik. Tidak hanya pemberi kekuatan dan membuat kerangka tubuh menjadi stabil, tulang juga terus mengalami perubahan, pembongkaran, perbaikan, dan pergantian sel. Untuk mempertahankan kekuatannya, tulang terus menerus mengalami proses penghancuran dan pembentukan kembali. Tulang yang sudah tua akan dirusak dan

digantikan oleh tulang yang baru dan kuat. Proses ini merupakan peremajaan tulang yang akan mengalami kemunduran ketika usia semakin tua. Firman Allah SWT pada Q.S Maryam ayat 4 dan Q.S Al-Mu'min 67 dijelaskan:

قَالَ رَبِّ إِنِّي وَهَنَ الْعَظْمُ مِنِّي وَأَشْتَعَلَ الرَّأْسُ شَيْبًا وَلَمْ أَكُنْ بِدُعَائِكَ رَبِّ شَقِيًّا ﴿٤﴾

4. Ia Berkata "Ya Tuhanku, Sesungguhnya tulangku Telah lemah dan kepalaku Telah ditumbuhi uban, dan Aku belum pernah kecewa dalam berdoa kepada Engkau, Ya Tuhanku.

هُوَ الَّذِي خَلَقَكُمْ مِنْ تَرَابٍ ثُمَّ مِنْ نُطْفَةٍ ثُمَّ مِنْ عَلَقَةٍ ثُمَّ يُخْرِجُكُمْ طِفْلًا ثُمَّ لِتَبْلُغُوا أَشَدَّكُمْ ثُمَّ لِتَكُونُوا شُيُوخًا وَمِنْكُمْ مَنْ يُتَوَفَّى مِنْ قَبْلُ ۗ وَلِتَبْلُغُوا أَجَلًا مُّسَمًّى وَلَعَلَّكُمْ تَعْقِلُونَ ﴿٦٧﴾

67. Dia-lah yang menciptakan kamu dari tanah Kemudian dari setetes mani, sesudah itu dari segumpal darah, Kemudian dilahirkannya kamu sebagai seorang anak, Kemudian (kamu dibiarkan hidup) supaya kamu sampai kepada masa (dewasa), Kemudian (dibiarkan kamu hidup lagi) sampai tua, di antara kamu ada yang diwafatkan sebelum itu. (Kami perbuat demikian) supaya kamu sampai kepada ajal yang ditentukan dan supaya kamu memahaminya).

Ayat diatas menjelaskan bahwa semakin tua umur manusia, maka semakin rapuh pula organ-organ yang ada dalam tubuh manusia termasuk tulang. Tulang yang sudah tua akan mudah rapuh dan patah. Untuk itu perlunya aplikasi perbaikan kualitas citra tulang mandibula sebagai pencegahan dini dari kerapuhan tulang atau yang biasa disebut osteoporosis. Perbaikan kualitas citra dapat membantu memperjelas bentuk dari tulang mandibula agar nantinya bisa digunakan dalam perhitungan pendeteksian osteoporosis. Tulang mandibula

tersebut diperbaiki citranya dengan penghitungan kontras citra dan penghapusan *noise* yang ada dengan metode *impulsive noise removal* serta sebagai pendukung dari perbaikan citra adalah pengelompokan gambar atau yang biasa disebut proses segmentasi.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Berdasarkan hasil implementasi dan ujicoba yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa:

1. *Impulsive noise removal* mampu memperbaiki kualitas citra *dental panoramic radiograph* pada tulang mandibula. Metode *Impulsive noise removal* digunakan untuk memperbaiki kualitas citra tulang mandibula yaitu dengan menghapus *noise* yang ada pada gambar. *Noise* ini dapat diketahui dengan menghitung kontras citra pada gambar. Selain menggunakan *impulsive noise removal*, peneliti menggunakan metode tambahan sebagai pendukung agar bagian dari tulang mandibula bisa terlihat dengan jelas yaitu *watershed transform*. *Watershed* ini digunakan untuk men-segmentasi citra tulang mandibula yang sudah dihapus *noise*-nya. Segmentasi ini dilakukan untuk membagi citra menjadi beberapa objek atau bagian-bagian kecil. Berdasarkan hasil uji coba yang telah dilakukan, 40 gambar dari 50 gambar yang telah diujikan memiliki nilai yang akurat. Sedangkan 10 gambar lainnya tidak akurat.
2. Performa dari metode *Impulsive noise removal* pada penelitian ini terbagi menjadi 3 hasil yaitu akurasi atau *accuracy*, presisi atau *precision*, serta *recall*. Hasil rata-rata akurasi yang didapatkan dari citra asli yang telah disegmentasi adalah 60,86%, presisi rata-rata 70,24%, serta *recall* rata-rata

sebesar 63,43%. Sedangkan hasil rata-rata akurasi yang didapatkan dari citra asli yang telah diproses *impulsive noise removal* kemudian disegmentasi adalah 72,8%, presisi rata-rata 75,5%, serta *recall* rata-rata sebesar 65,14%.

5.2. Saran

Penelitian aplikasi perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiographs* pada tulang mandibula ini masih banyak kekurangan. Oleh karena itu, peneliti menyarankan beberapa hal sebagai bahan pengembangan selanjutnya, diantaranya sebagai berikut:

1. Pengambilan data hendaknya dilakukan di Negara Indonesia sendiri, bukan di Negara Jepang. Hal ini dikarenakan adanya perbedaan antara tulang rahang masyarakat Indonesia dengan masyarakat yang ada di Jepang.

DAFTAR PUSTAKA

- (RII), R. I. 2007, October 27. *Research Imaging Institute UT Health Science Center*. (University of Texas Health Science Center) Retrieved June 04, 2013, from ric.uthscsa.edu: http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2_Projects_2003/MRI_Artifacts.pdf
- Arifin, agus zainal. 2005. *Computer-aided System for Measuring the Mandibular Cortical Width on Panoramic Radiographs in Osteoporosis Diagnosis*.
- Compston, juliet. 2002. *Seri Kesehatan Bimbingan Dokter Pada Osteoporosis*. terj. Jakarta: Dian Rakyat
- Crysdian, cahyo dan Sentot Achmadi. 2008. *Pengembangan Sistem Segmentasi Gambar Digital Menggunakan Transformasi Watershed*. Malang.
- Dong, Yiqiu, dkk. 2006. *A New Detection Statistics for Random-Valued Impulsive Noise Removal*. Mathematical Model for Multi-Channel Image Processing.
- I. Frosio dan N. A. Borghese. 2006. *Enhancing Digital Cephalic Radiography With Mixture Models and Local Gamma Correction*. 25.
- I. Frosio dan N. A. Borghese. 2009. *Statistical Based Impulsive Noise Removal in Digital Radiography*. IEEE Transactions on Medical Imaging , 28, 3-16.
- John, J. R. (2008). *Essentials Of Dental Radiology*. New Delhi: Jaypee Brothers Publisers.
- Jos B.T.M. Roerdink, A. M. (2001). The Watershed Transform: Definitions, Algorithms, and Parallelization Strategies. *Fundamenta Informaticae* , pp. 187-228.
- Tewari, kavita dan Manorama V. Tiwari. 2012. *Efficient Removal of Impulse Noise in Digital Images*. 2 (10).
- M.Elsabaa, H. 2012-2013. *Oral Biology: Development and Growth Of The Mandible*.
- Marzuki, N. B. 2011. *Rekonstruksi Defek Mandibula Dengan Pedicled Mandibula Osteomuscular Flap*. Medan: Universitas Sumatera Utara.
- Prasetyo, Eko. 2011. *Pengolahan Citra Digital dan Aplikasinya Menggunakan Matlab*. Yogyakarta: Andi.
- Putra, Darma. 2010. *Pengolahan Citra Digital*. Yogyakarta: Andi.

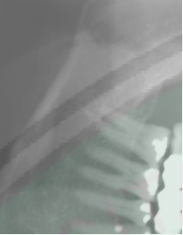
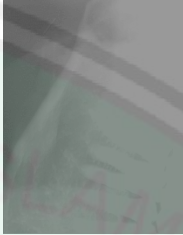


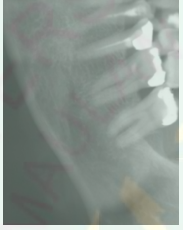
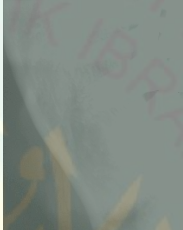


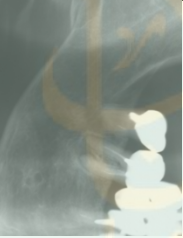

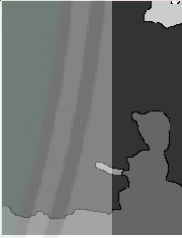

Reddinger, W. L. 1997. *CT Instrumentation & Physics*. Retrieved June 02, 2013, from e-radiography: http://www.e-radiography.net/mri/ct/Basic_CT.pdf

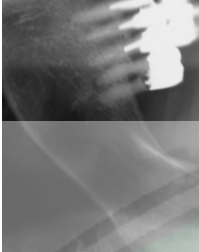
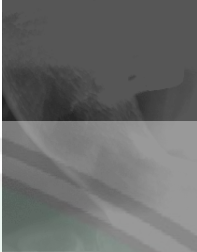
Taguchi, Akira. 2006. *Use of dental panoramic radiographs in identifying younger postmenopausal women with osteoporosis*. 1-8


Tinku Acharya, A. K. 2005. *Image Processing Principles and Applications*. Canada: Wiley.



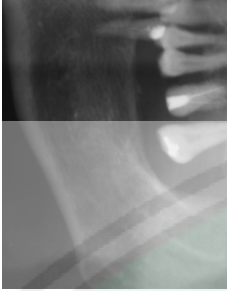
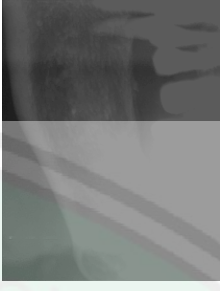



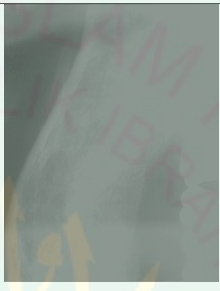

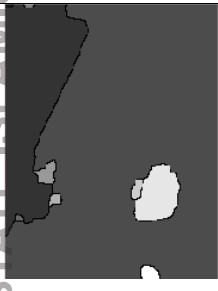



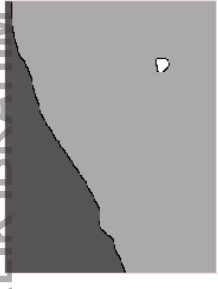
Lampiran 1 : Citra hasil ujicoba aplikasi perbaikan kualitas citra *dental panoramic radiograph*

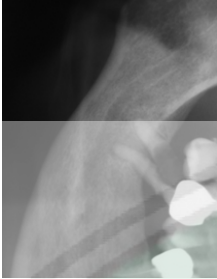
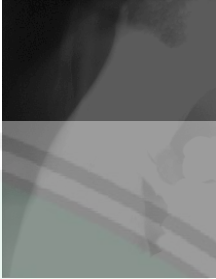

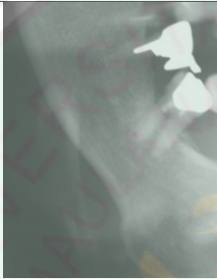
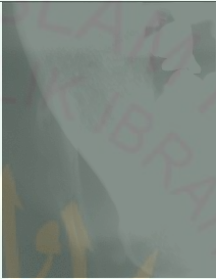




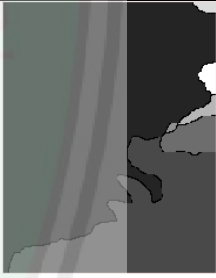

NO	DATA UJI	CITRA ASLI	HASIL (IMPULSIVE NOISE REMOVAL)	HASIL (WATERSHED CITRA ASLI)	HASIL (WATERSHED CITRA IMPULSIVE NOISE REMOVAL)
1	001L.tif				
2	001R.tif				
3	002L.tif				

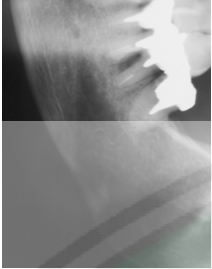
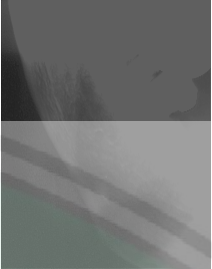





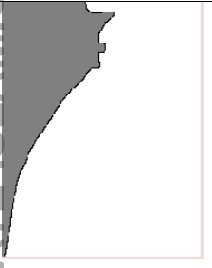
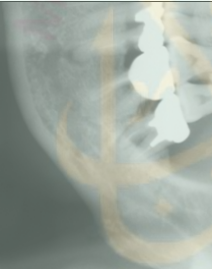



4	002R.tif				
5	003L.tif				
6	003R.tif				

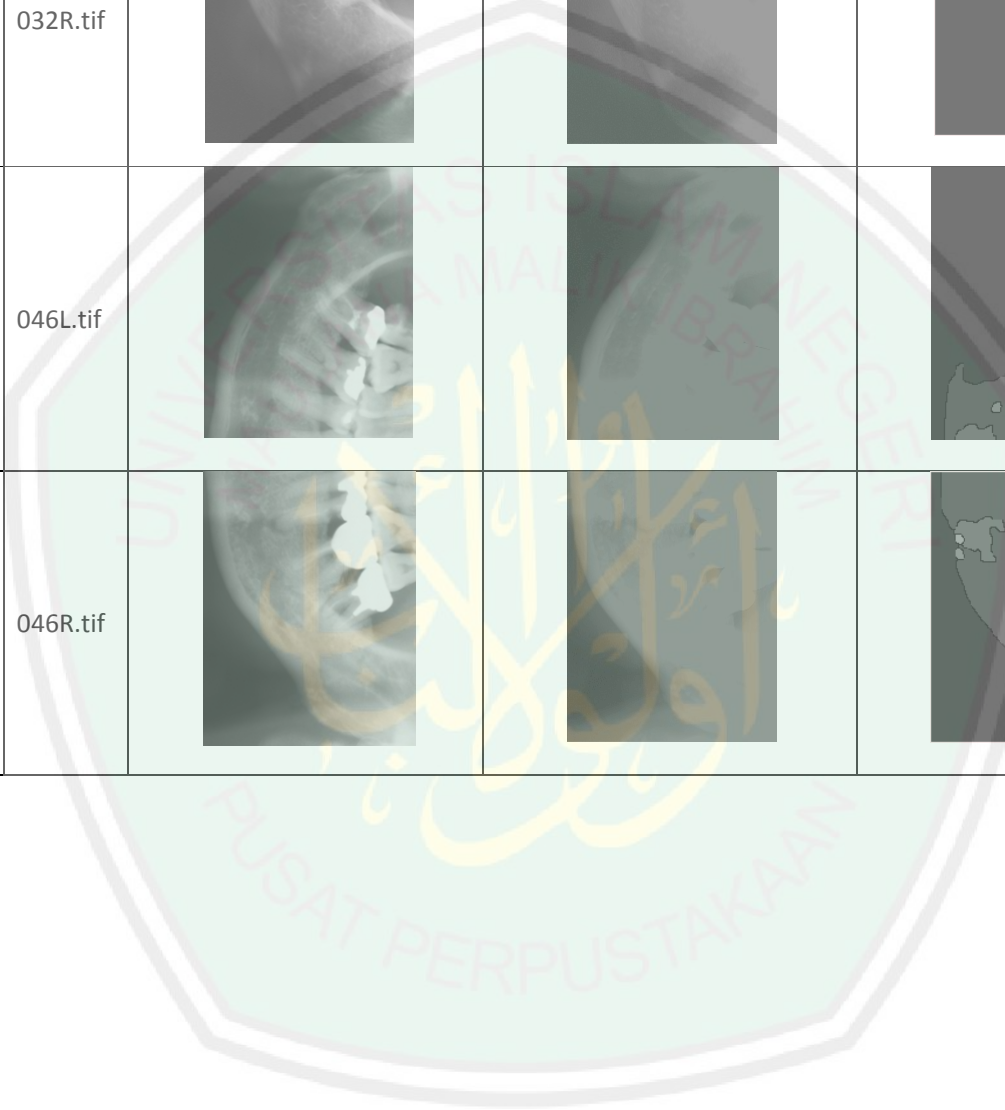
7	006Ltif				
8	006Rtif				
9	007L.tif				


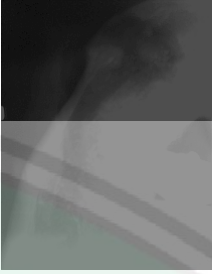












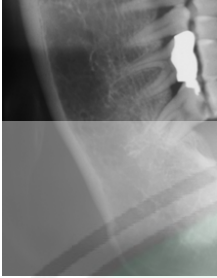
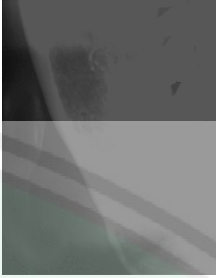


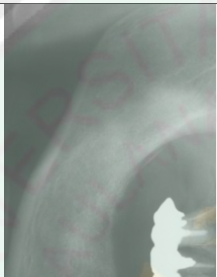
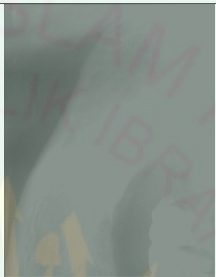

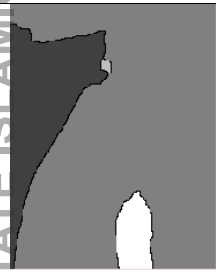




10	007R.tif				
11	019L.tif				
12	019R.tif				

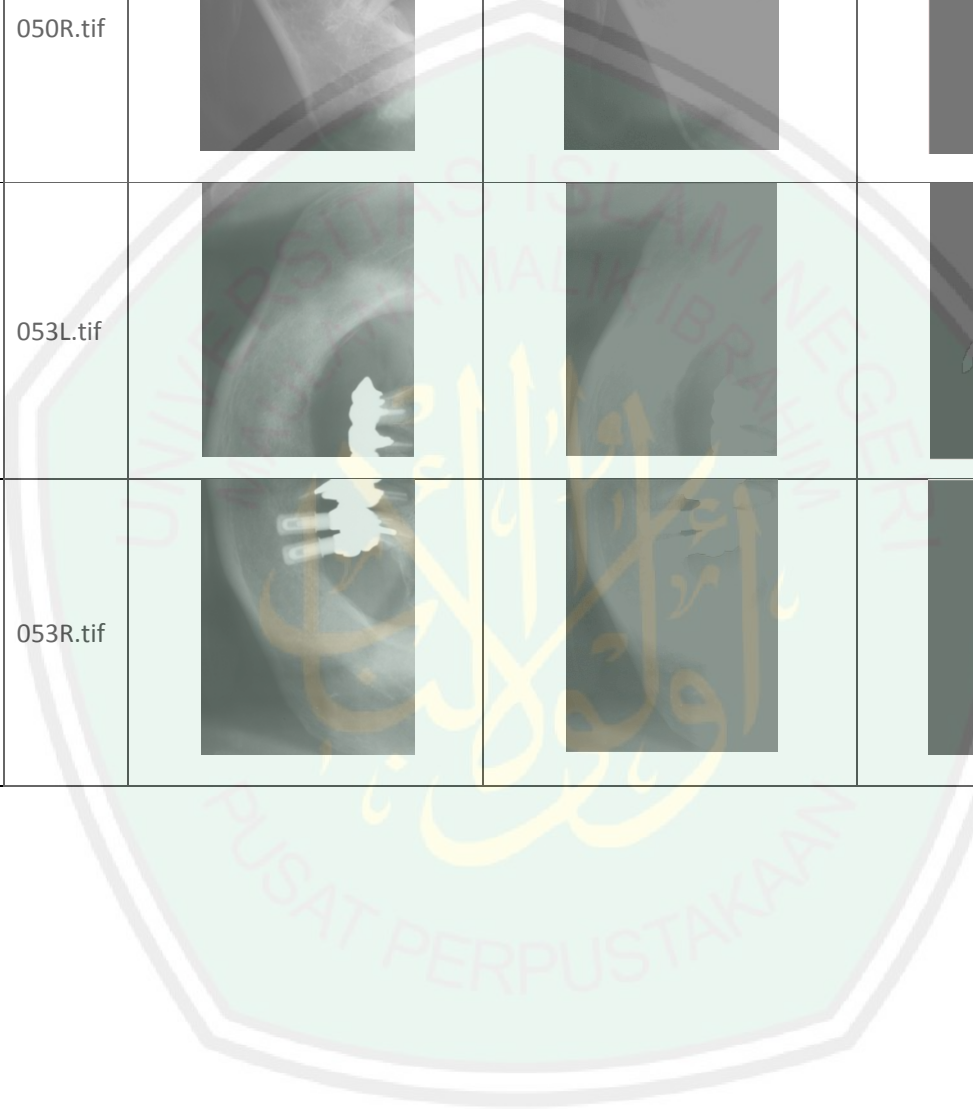
13	026L.tif				
14	026R.tif				
15	032L.tif				

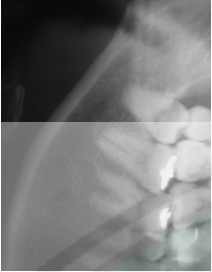
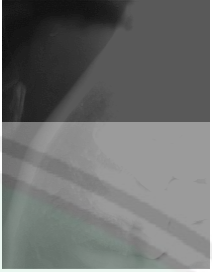



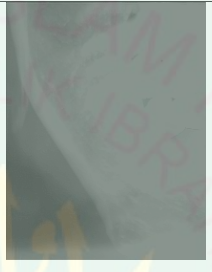

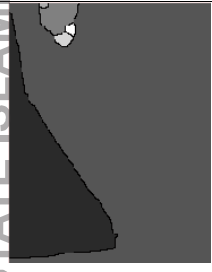




16	032R.tif				
17	046L.tif				
18	046R.tif				



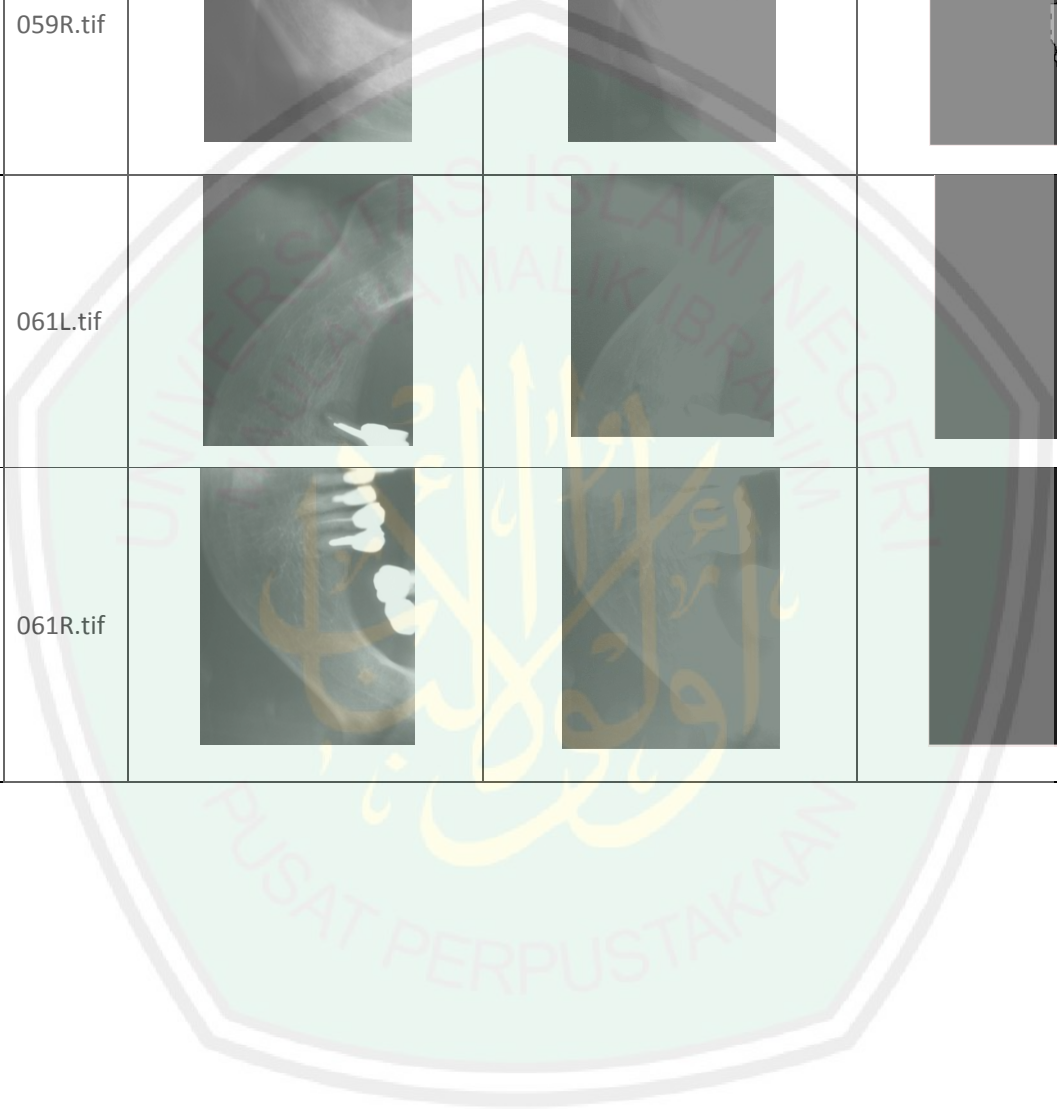
19	049L.tif				
20	049R.tif				
21	050L.tif				

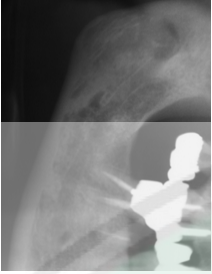
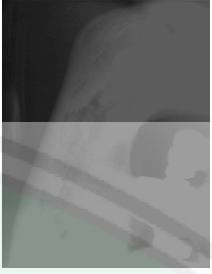


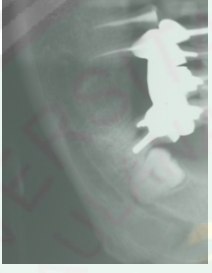
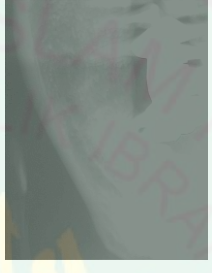




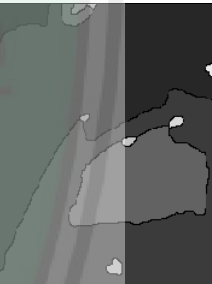

22	050R.tif				
23	053L.tif				
24	053R.tif				



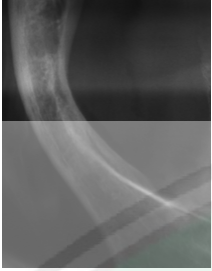
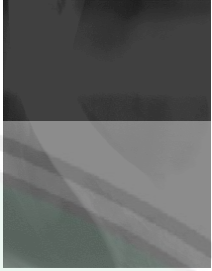





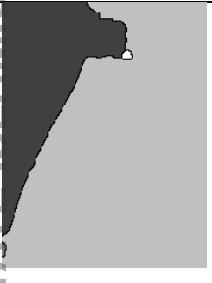
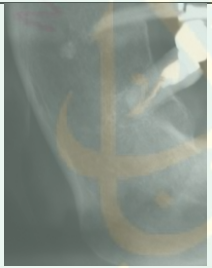

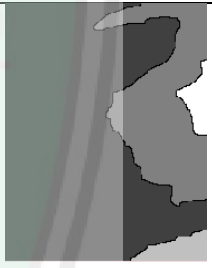

25	056L.tif				
26	056R.tif				
27	059L.tif				

28	059R.tif				
29	061L.tif				
30	061R.tif				



31	067L.tif				
32	067R.tif				
33	069L.tif				


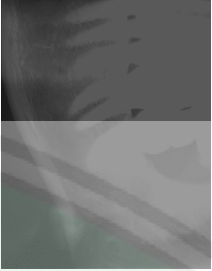


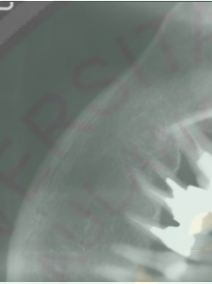



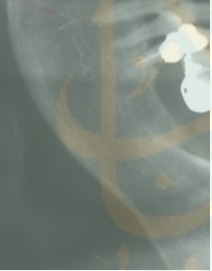





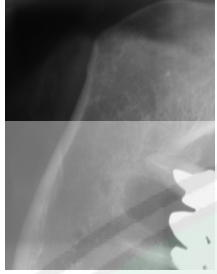
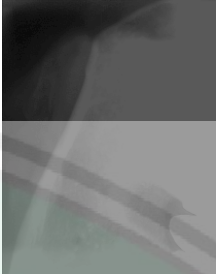


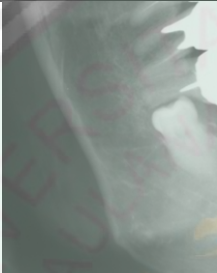







34	069R.tif				
35	071L.tif				
36	071R.tif				




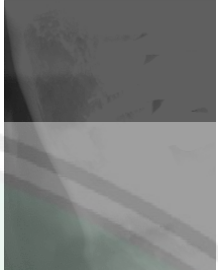



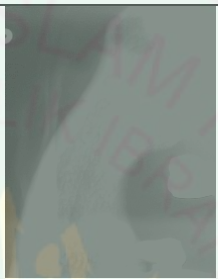


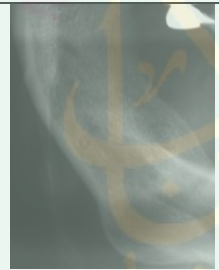

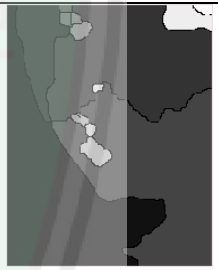

37	076L.tif				
38	076R.tif				
39	077L.tif				

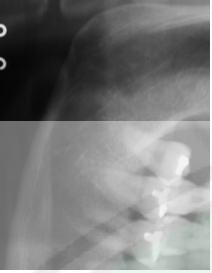
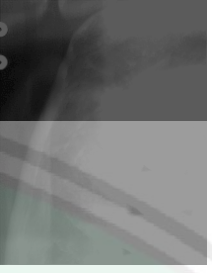




40	077R.tif				
41	079L.tif				
42	079R.tif				

43	083L.tif				
44	083R.tif				
45	085L.tif				



46	085R.tif				
47	086L.tif				
48	086R.tif				

49	097L.tif				
50	097R.tif	