

**LAPORAN PENELITIAN HIBAH BERSAING
TAHUN ANGGARAN 2010
(TAHUN KEDUA)**



**PERANCANGAN SISTEM HOLOGRAFI DIGITAL
BERBASIS LASER SEBAGAI ALAT ALTERNATIF UNTUK
DOKUMENTASI DAN DIAGNOSIS KERUSAKAN GIGI**

**Ketua Peneliti:
Dr. Retna Apsari, M. Si**

**Anggota :
Prof. Dr. Suhariningsih
Yhosep Ghita Yhun Yhuwana, S. Si**

Dibiayai oleh DIPA/RM Universitas Airlangga Tahun Anggaran 2010
Nomor/ tanggal kontrak : 340/H3.13/Ppd/2010, 3 Mei 2010
Nomor/tanggal SK. Rektor : 553/H3/KR/2010, 11 Maret 2010

**LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN PADA MASYARAKAT
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2010**

**LAPORAN PENELITIAN HIBAH BERSAING
TAHUN ANGGARAN 2010
(TAHUN KEDUA)**



FK
FFC
LP 133 / 11
Aps
P



**PERANCANGAN SISTEM HOLOGRAFI DIGITAL
BERBASIS LASER SEBAGAI ALAT ALTERNATIF UNTUK
DOKUMENTASI DAN DIAGNOSIS KERUSAKAN GIGI**

**Ketua Peneliti:
Dr. Retna Apsari, M. Si**

**Anggota :
Prof. Dr. Suhariningsih
Yhosep Ghita Yhun Yhuwana, S. Si**

**Dibiayai oleh DIPA/RM Universitas Airlangga Tahun Anggaran 2010
Nomor/ tanggal kontrak : 340/H3.13/Ppd/2010, 3 Mei 2010
Nomor/tanggal SK. Rektor : 553/H3/KR/2010, 11 Maret 2010**

**LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN PADA MASYARAKAT
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2010**

LEMBAR PENGESAHAN

1. Judul Penelitian : Perancangan Sistem Holografi Digital Berbasis Laser Sebagai Alat Alternatif Untuk Dokumentasi Dan Diagnosis Kerusakan Gigi

2. Ketua Peneliti


- a. Nama Lengkap : Dr. Retna Apsari, M.Si.
 b. Jenis Kelamin : ♀/ P
 c. NIP : 19680626 199303 2 003
 d. Jabatan struktural : ---
 e. Jabatan Fungsional : Lektor Kepala
 f. Bidang Keahlian : Bioptika dan Laser
 g. Fakultas / Departemen : Fakultas Sains dan Teknologi / Fisika
 h. Perguruan Tinggi : Universitas Airlangga
 i. Tim Peneliti :

No	Nama	Bidang Keahlian	Fakultas/ Departemen	Perguruan Tinggi
1.	Prof. Dr. Ir. Suhariningsih	Biofisika	Sains dan Teknologi/ Fisika	Universitas Airlangga
2.	Yhosep Gita Yhun Yhuwana, S.Si	Instrumentasi Komputasi	Sains dan Teknologi/ Fisika	Universitas Airlangga


3. Pendanaan dan jangka waktu penelitian

- a. Jangka waktu penelitian yang diusulkan : 1 (satu) tahun
 b. Biaya total yang diusulkan : Rp 50.000.000,- (Lima Puluh Juta Rupiah)
 c. Biaya yang disetujui tahun I (2010) : Rp. 32.500.000,- (Tiga Puluh Dua Juta Lima Ratus Ribu Rupiah)

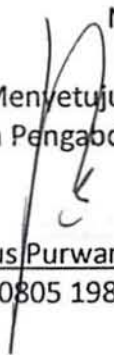
Mengetahui,
Dekan FST Unair


Prof. Drs. Win Darmanto, M.Sc, PhD
 NIP. 19610616 198701 1 001

Surabaya, 25 Oktober 2010
Ketua Peneliti


Dr. Retna Apsari, M.Si.
 NIP. 19680626 199303 2 003

Menyetujui,
Ketua Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Unair,


Dr. Djoko Agus Purwanto, M.Si., Apt
 NIP. 19590805 198701 1 001

RINGKASAN PENELITIAN

PERANCANGAN SISTEM HOLOGRAFI DIGITAL BERBASIS LASER SEBAGAI ALAT ALTERNATIF UNTUK DOKUMENTASI DAN DIAGNOSIS KERUSAKAN GIGI/ Tahun Kedua (Retna Apsari , Suhariningsih, Yoseph Ghita Y. 2010. 78 halaman).

Radiografi gigi baik radiografi digital maupun konvensional, merupakan alat bantu yang sangat penting bagi dokter gigi untuk kepentingan diagnosis dan terapi. Namun begitu pemakaian radiografi gigi masih diragukan keandalannya dari sudut pandang keamanan pemakaian radiasi sinar-X, dosis kumulatif bagi dokter gigi dan pasien, serta lamanya waktu yang diperlukan untuk membuat dan memproses radiografi individual. Untuk itu, upaya untuk mendesain piranti diagnosis alternatif yang minim efek samping perlu terus dikembangkan. Metode optik yaitu interferometri holografi berbasis laser merupakan piranti diagnosis alternatif yang dikaji kinerjanya pada penelitian ini, terutama aspek kemanfaatannya untuk dokumentasi morfologi gigi tiruan dan karakterisasi deformasi gigi tiruan akibat suhu. Sistem ini merupakan sistem yang bersifat *non invasif, non destructive*, dan berketelitian tinggi karena mampu membedakan jejak lintasan optik sebesar panjang gelombang laser yang digunakan.

Penelitian ini bertujuan untuk : (1) Mengetahui kinerja sistem holografi digital dengan merancang proses perekaman dan rekonstruksi secara digital untuk dokumentasi gigi manusia jika dibandingkan dengan kinerja sistem di tahun pertama (2) Mengetahui kinerja sistem holografi digital untuk mendeteksi deformasi gigi tiruan dan gigi manusia akibat perubahan suhu secara *real time* dengan membuat sistem otomatisasi yaitu *interfacing* berbasis mikrokontroler (3) Mendesain filter dengan membuat pemfilteran intensitas berbasis domain frekuensi menggunakan transformasi Fourier dan membandingkan dengan design filter di tahun pertama (4) Mendesain sistem holografi digital ketika laser yang digunakan dilewatkan dalam fiber optik (5) Membandingkan dan mengetahui kinerja prototipe sistem holografi digital dengan dan tanpa fiber optik sebagai alat alternatif untuk dokumentasi dan diagnosis kerusakan gigi manusia (6) Mengevaluasi hasil *image* dari prototype sistem yang sedang dibangun pada penelitian ini dengan alat radiografi digital dan/atau konvensional yang digunakan pada bidang kedokteran gigi dewasa ini .

Berdasarkan hasil dan analisis penelitian dapat diambil kesimpulan bahwa kinerja sistem holografi dapat ditingkatkan dengan dibangunnya Program *Image Processing of Hologram* dengan metode filter spasial terdiri dari filter *high pass, low pass*, dan *median*, serta dengan metode filter frekuensi terdiri dari filter *high pass frequency filtering*, dan *low pass frequency*

filtering. Deformasi suhu pada gigi maupun gigi tiruan dapat dideteksi dengan bantuan sistem otomasi mikrokontroler secara *real time* berdasarkan analisis rumbai nyata (*frinje*).

Berdasarkan desain filter yang telah didesain dapat diketahui bahwa profil citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram setelah difilter dengan filter spasial dan filter frekuensi mengalami perubahan dari sebelum difilter, dimana perubahan profil yang tidak signifikan dari profil semula menandakan informasi intensitas citra tidak berubah jauh dari citra sebelum difilter, dan citra yang dihasilkan menjadi lebih jelas. Kualitas citra sesudah difilter dengan filter spasial (pada filter *low pass*) dan kualitas citra sesudah difilter dengan filter frekuensi (pada *low pass frequency filtering*), meningkat dibandingkan dengan sebelum difilter. Akan tetapi *low pass frequency filtering* mampu memperbaiki kualitas citra morfologi gigi lebih baik dibandingkan dengan filter *low pass*. Hal ini dikarenakan kurva intensitas yang berimpit hanya terjadi pada kurva *Red*, yang merupakan warna inti dari citra morfologi gigi, dan pergeseran kurva intensitas *Green* dan *Blue* ke arah kanan semakin menguatkan kecerahan citra morfologi gigi

Penelitian ini telah mendesain sistem holografi digital berbasis *directional coupler*. Sistem tersebut dapat digunakan sebagai sistem alternatif untuk dokumentasi gigi, namun begitu kinerja sistemnya belum optimal karena ketidaksesuaian jenis fiber optik yang digunakan.

Berdasarkan kajian pada penelitian ini dapat disimpulkan bahwa sistem holografi digital baik dengan dan tanpa fiber optik dapat digunakan sebagai sistem alternatif radiografi digital, namun begitu untuk aplikasi klinis sistem ini perlu dipertimbangkan lagi. Berdasarkan penelitian ini, sistem holografi digital sesuai digunakan untuk karakterisasi material kedokteran gigi pada skala laboratorium, seperti pendeteksian deformasi suhu yang telah dibuktikan pada penelitian ini. Untuk aplikasi klinis dapat dikembangkan holografi *endoscopy*.

(Diblayal oleh DIPA/RM Universitas Airlangga Tahun Anggaran 2010, Nomor/ tanggal kontrak : 340/H3.13/Ppd/2010, 3 Mei 2010, Nomor/tanggal SK. Rektor : 553/H3/KR/2010, 11 Maret 2010)

SUMMARY

DESIGN OF DIGITAL HOLOGRAPHY SYSTEM BY USING LASER AS ALTERNATIVE INSTRUMENTATION FOR DOCUMENTATION AND DIAGNOSIS OF DENTAL BROKEN

Retna Apsari, Suhariningsih, Yhosep Ghita Y.
Physics Department, Faculty Science and Technology, Airlangga University

This research has proved performance of holography interferometer based on optical reconstruction can be used as alternative dental imaging besides X-ray radiography. Holographic interferometry technique with single exposure transmission have been used to detect the thermal deformation of artificial tooth. Holography is a technique for recording and reconstruction light waves as non-invasive technique and one can produce three dimensional images. The specific advantage of this method is the close connection with visual observation and representation existing in the brain. Image of artificial tooth morphology is produced by using optical reconstruction from virtual image, and then captured by using digital camera. This research built digital image processing program called Image Processing of Hologram for reduction of image noises from reconstruction process. This program consists of two filtering methods that is spatial filtering method and frequency filtering method. It can be concluded that the low pass frequency filtering is suitable for improving the image quality of dental morphology of holographic reconstruction.

Advantage of this technique is high accuracy for detection of thermal deformation and non-invasive testing like as thermal deformation. Detection of thermal deformation have done to conduct the artificial tooth by using solder heater element since before heated until temperature of 30°C. Thermal deformation on artificial tooth have observed from real image that appearance of interference pattern as fringe by optical reconstruction process. The real image is captured on layer and photograph by digital camera. The result of visual observation from image, there are thermal deformation is indicated by difference the form and distance difference of fringe before and after heated. The change of distance fringe indicate change of the optical paths of the laser rays, and then expressed phase difference of thermal deformation from artificial tooth after heated. Optical fiber characterization results indicate that the *directional coupler* used in this research qualifying standards of *directional coupler*, because value of *Coupling Ratio* between 0.152546-0.225947, whereas in the literature between 0.0625-0.5, so the *directional coupler* can be used for the recording process of tooth morphology. The image reconstruction of tooth morphology of the recording process with *directional coupler* can be observed at an angle of 70°, 80° and 90°, while recording with a *beam splitter* can be observed at an angle of 60°, 70°, 80° and 90°.

It is concluded that the holographic interferometry transmission with single exposure technique can be used for alternative method to detect of thermal deformation on artificial tooth and as alternative dental imaging for artificial tooth morphology. This method can be developed as in-vitro characterization technique for dental material in dentistry and human dentin.



DAFTAR ISI

LEMBAR IDENTITAS DAN PENGESAHAN	ii
RINGKASAN DAN SUMMARY.....	iii
DAFTAR ISI	v
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR GAMBAR.....	viii
DAFTAR TABEL.....	x
DAFTAR LAMPIRAN.....	xi
ABSTRAKxii
LAPORAN EKSEKUTIF	xiii
BAB I. PENDAHULUAN.....	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Batasan Masalah	4
1.3. Rumusan Masalah.....	4
BAB II. TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN	5
2.1. Tujuan Penelitian.....	5
2.1.1. Tujuan Khusus	5
2.1.2. Tujuan Umum	5
2.2. Manfaat Penelitian.....	5
BAB III. TINJAUAN PUSTAKA	7
3.1. Prinsip i Holografi	7
3.2. Morfologi Gigi	10
3.3. Pengertian citra dan kuantisasi citra	11
3.4. Pengolahan Citra digital	13
3.5. Filter Spasial dan filter frekuensi	18
3.6. Sinyal dan spektrum	20
3.7. Transformasi Fourier	20
3.8. Prinsip <i>directional coupler</i>	23

BAB IV. METODE PENELITIAN	24
4.1. Tempat dan Waktu Penelitian.....	26
4.2. Bahan dan Alat Penelitian	26
4.3. Prosedur Penelitian	27
BAB V. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	33
5.1. Hasil Penelitian.....	33
5.2. Pembahasan.....	52
BAB VI. KESIMPULAN DAN SARAN.....	57
6.1. Kesimpulan	57
6.2. Saran	58
DAFTAR PUSTAKA.....	59
LAMPIRAN.....	61

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, segala puji bagi Allah Swt, akhirnya penelitian yang berjudul "Perancangan Sistem Holografi Digital Berbasis Laser Sebagai Alat Alternatif Untuk Dokumentasi Dan Diagnosis Kerusakan Gigi" dapat terselesaikan dan dapat diungkapkan ke dalam bentuk tulisan ilmiah. Penelitian ini merupakan langkah awal pengembangan sistem holografi digital berbasis laser sebagai alat alternatif untuk *dental imaging* dan karakterisasi berbagai deformasi pada bidang kedokteran Gigi di masa yang akan datang, dan diharapkan sebagai tonggak awal link kerjasama antara FKG Unair dan F Saintek Unair. Untuk itu penulis mengucapkan terima kasih kepada :

1. DP2M ditjen Dikti, Depdiknas yang telah memberikan dana sehingga kegiatan penelitian ini dapat berjalan dengan baik
2. Rektor Unair dan Ketua LPPM Unair yang telah memberi rekomendasi sehingga penelitian ini dapat didanai oleh Dikti
3. Dekan dan Ketua Departemen Fisika F Saintek Unair yang telah memberikan persetujuan penelitian ini
4. Rekan dosen di kelompok bidang kajian optik dan aplikasi laser serta semua mahasiswa yang tergabung pada payung penelitian penulis, atas segala diskusi yang menarik dan peran sertanya dalam menyelesaikan penelitian ini
5. Universiti Teknologi Malaysia (Lab. Laser, Departemen Fisika F. Science) atas dukungan *experimental work* dan *join international publicationnya*.

Semoga tulisan ini turut menyumbangkan manfaat, sekalipun hanya sekedar "setitik embun". Kritik dan saran yang membangun selalu terbuka demi kesempurnaan penelitian di masa yang akan datang.

Surabaya, Oktober 2010

Penulis

DAFTAR GAMBAR

Nomor	Judul Gambar	Halaman
3.1.	Proses perekaman i hologram.....	8
3.2.	Proses rekonstruksi hologram	9
3.4.	Gigi insivivus pertama atas.....	10
3.5.	Gigi insivivus kedua atas	11
3.6.	Bentuk histogram untuk berbagai sebaran tingkat keabuan	14
3.7.	Contoh histogram sebuah citra	14
3.8.	Ilustrasi grafis proses konvolusi	17
3.9.	Proses konvolasi pada piksel	17
3.10.	Hasil matriks citra setelah dinormalisasi	17
3.11.	Sinyal gelombang sinus	20
3.12.	Spektrum dari sinyal gelombang sinus	20
3.13.	Desain <i>directional coupler</i>	24
4.1.	Susunan alat penelitian.....	26
4.2.	Kerangka operasional penelitian	27
4.3.	<i>Flowchart</i> proses konvolusi.....	28
4.4.	Kerangka operasional penelitian tahap ke-1 dan 3.....	29
4.5.	Kerangka operasional penelitian tahap ke-1 dan 3.....	30
4.6.	Set up alat karakterisasi <i>directional coupler</i>	31
4.7.	Set up alat proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan <i>directional coupler</i>	31

4.8.	Set up alat proses perekaman secara konvensional ..	31
4.9.	Bentuk <i>flowchart</i> metode pencocokan template	32
5.1.	Tampilan program pengolahan citra digital untuk filter spasial	34
5.2.	Tampilan program pengolahan citra digital untuk histogram	34
5.3.	Tampilan program pengolahan citra digital untuk frekuensi	35
5.4.	Kualitas citra morfologi gigi insisivus kedua atas	36
5.5.	Profil citra morfologi gigi insisivus kedua atas	37
5.6.	Kualitas citra morfologi gigi premolar pertama atas	38
5.7.	Profil citra morfologi gigi premolar pertama atas	39
5.8.	Kualitas citra morfologi gigi insisivus kedua atas dari acrylic	40
5.9.	Profil citra morfologi gigi insisivus kedua atas dari acrylic	41
5.10.	Kualitas citra morfologi gigi premolar pertama atas Dengan menggunakan <i>beam splitter</i>	42
5.11.	Profil citra morfologi gigi premolar pertama atas Dengan menggunakan <i>beam splitter</i>	43
5.12.	Grafik perbandingan antara sensor suhu-termometer digital	44
5.13.	Rumbai hasil sistem realtime untuk suhu pemanasan 60°C	46
5.14.	Kualitas citra morfologi gigi premolar pertama atas Dengan menggunakan <i>directional coupler</i>	50
5.15.	Profil citra morfologi gigi premolar pertama atas Dengan menggunakan <i>directional coupler</i>	51

DAFTAR TABEL

Nomor	Judul Tabel	Halaman
3.1.	Karakterisasi dari <i>coupler</i> standart	7
5.1.	Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi insivivus kedua atas	37
5.2.	Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi premolar atas.....	39
5.3.	Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi insivivus Kedua atas dari bahan acrylic	41
5.4.	Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi..... Premolar pertama atas	43
5.5.	Data kalibrasi sensor suhu dengan termometer digital	45
5.6.	Karakterisasi jumlah rumbai antara metode konvensional Dan <i>real time</i>	47
5.7.	Hasil karakterisasi <i>directional coupler</i>	47

DAFTAR LAMPIRAN

No.	Judul Lampiran	Halaman
1	Data statistik profil citra morfologi gigi.....	61
2	<i>Flowchart</i> filter frekuensi	66
3	Listing program <i>Image Processing of Hologram</i>	70
4	Desain sistem <i>interfacing</i> untuk deteksi deformasi suhu	78
5	Bukti Publikasi	79

ABSTRAK

Sistem holografi digital berbasis laser dan bersifat *non invasif, non destructive*, dan memiliki ketelitian tinggi dikaji dalam penelitian ini sebagai alat alternatif untuk dokumentasi dan diagnosis kerusakan gigi tiruan dan gigi manusia akibat perubahan suhu dalam skala laboratorium. Selain sebagai alat alternatif, juga dapat difungsikan sebagai *virtual laboratory system* dalam memberikan informasi kinerja holografi digital dan keunggulannya bekerja secara *real time* untuk mendeteksi deformasi gigi manusia akibat perubahan suhu. Penelitian ini bertujuan merancang dan membuat prototipe sistem holografi digital yang meliputi proses perekaman dan rekonstruksi digital, analisis dan pengolahan *image* secara digital dengan mendesain Program *Image Processing of Hologram* dengan metode filter spasial (filter *high pass, low pass, dan median*), serta dengan metode filter frekuensi (filter *high pass frequency filtering, dan low pass frequency filtering*), otomatisasi diagnosis deformasi gigi akibat perubahan suhu dengan menggunakan *interfacing* berbasis mikrokontroler, serta menguji coba kinerja sistem dengan melewati laser pada fiber optik. Kinerja sistem melalui fiber optik perlu dicoba karena untuk aplikasi pada tataran klinis di masa datang laser harus dilewatkan pada fiber optik, untuk tujuan keamanan pemakaian.

Kualitas citra digital sesudah difilter dengan filter spasial (pada filter *low pass*) dan kualitas citra sesudah difilter dengan filter frekuensi (pada *low pass frequency filtering*), meningkat dibandingkan dengan sebelum difilter. Akan tetapi *low pass frequency filtering* mampu memperbaiki kualitas citra morfologi gigi lebih baik dibandingkan dengan filter *low pass*. Hal ini dikarenakan kurva intensitas yang berimpit hanya terjadi pada kurva *Red*, yang merupakan warna inti dari citra morfologi gigi, dan pergeseran kurva intensitas *Green* dan *Blue* ke arah kanan semakin menguatkan kecerahan citra morfologi gigi. Deformasi pada gigi dan gigi tiruan mampu dideteksi dengan sistem holografi yang telah dibangun dengan memanfaatkan rumbai nyata yang dihasilkan dari proses rekonstruksi, sedangkan morfologi gigi dapat dihasilkan dari rumbai maya.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa sistem holografi digital berbasis *directional coupler* dapat digunakan sebagai sistem alternatif untuk dokumentasi gigi, namun begitu kinerja sistemnya belum optimal karena ketidaksesuaian jenis fiber optik yang digunakan. Sistem holografi digital baik dengan dan tanpa fiber optik dapat digunakan sebagai sistem alternatif radiografi digital, namun begitu untuk aplikasi klinis sistem ini perlu dipertimbangkan lagi. Berdasarkan penelitian ini, sistem holografi digital sesuai digunakan untuk karakterisasi material kedokteran gigi pada skala laboratorium, dan untuk tujuan klinis perlu dikembangkan sistem holografi *endoscopy*.

Keywords : mikrokontroler, *endoscopy*, interferometer holografi, deformasi suhu, filter *high pass, filter low pass, virtual laboratory system*

LAPORAN EKSEKUTIF

Oleh:

Dr. Retna Apsari, M.Si

Prof. Dr. Ir. Suhariningsih

Yoseph Ghita Yun Yuwana, S.Si

I. PERMASALAHAN DAN TUJUAN PENELITIAN

Sistem holografi digital berbasis laser dan bersifat *non invasif, non destructive*, dan memiliki ketelitian tinggi dikaji dalam penelitian ini sebagai alat alternatif untuk dokumentasi dan diagnosis kerusakan gigi tiruan dan gigi manusia akibat perubahan suhu dalam skala laboratorium. Selain sebagai alat alternatif, juga dapat difungsikan sebagai *virtual laboratory system* dalam memberikan informasi kinerja holografi digital dan keunggulannya bekerja secara *real time* untuk mendeteksi deformasi gigi manusia akibat perubahan suhu. Penelitian ini bertujuan merancang dan membuat prototipe sistem holografi digital yang meliputi proses perekaman dan rekonstruksi digital, analisis dan pengolahan *image* secara digital dengan mendesain Program *Image Processing of Hologram* dengan metode filter spasial (filter *high pass, low pass, dan median*), serta dengan metode filter frekuensi (filter *high pass frequency filtering, dan low pass frequency filtering*), otomasi diagnosis deformasi gigi akibat perubahan suhu dengan menggunakan *interfacing* berbasis mikrokontroler, serta menguji coba kinerja sistem dengan melewatkan laser pada fiber optik. Kinerja sistem melalui fiber optik perlu dicoba karena untuk aplikasi pada tataran klinis di masa datang laser harus dilewatkan pada fiber optik, untuk tujuan keamanan pemakaian.

II. INOVASI IPTEKS

Penelitian tahun kedua ini difokuskan pada peningkatan kinerja sistem holografi digital dalam bentuk optimasi hasil-hasil penelitian tahun pertama yang meliputi : otomasi sistem perekaman dan rekonstruksi secara digital termasuk di dalamnya analisis dan pengolahan *image* digitalnya, memanfaatkan fiber optik sebagai *beam splitter/directional coupler* pada proses perekaman, serta otomasi diagnosis deformasi

gigi akibat perubahan suhu. Sistem yang telah dibangun akan di uji cobakan pada gigi manusia, setelah pada tahun pertama diuji coba pada gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik. Otomasi sistem perekaman dan rekonstruksi dilakukan dengan cara menggantikan plat film holografi pada design sistem tahun pertama dengan sensor CCD (*Coupled-Charge Devices*) dan langsung merekonstruksi digital secara otomatis dengan mengkonvolusi matriks referensi dan matriks intensitas yang diterima sensor CCD. Design pemfilteran spasial yaitu *low pass filtering*, *high pass filtering*, dan filter median yang telah terbangun pada tahun pertama akan digunakan untuk mengolah *image* maya yang dihasilkan sistem dan meningkatkan kinerjanya pada domain frekuensi dengan memanfaatkan transformasi Fourier. *Image* maya yang dihasilkan dari proses perekaman langsung *capture* dengan memanfaatkan fiber optik sebagai *beam splitter/directional coupler*. Sistem yang dibangun diuji coba untuk mendeteksi deformasi gigi manusia akibat perubahan suhu pada berbagai temperatur secara *real time* dengan menganalisis *image nyata* yang dihasilkan berbasis *interfacing* dengan mikrokontroler. Hal-hal yang disebutkan diatas merupakan perwujudan inovasi IPTEK yang dikembangkan pada penelitian, dengan tujuan utama mengembangkan sistem diagnosis alternatif berbasis *image* yang diharapkan dapat menggantikan radiografi sinar-X.

Dengan berhasilnya penelitian ini akan terbuka pengembangan dan aplikasinya untuk dokumentasi dan diagnosis mahkota gigi pada hewan piaraan (*pets dental radiology*), dan pada gigi manusia, sehingga diharapkan dapat membantu paradigma diagnosis-prefentif penyakit gigi dan mulut (*oral and dental radiology*). Pengembangan lanjutan ke arah biomolekuler dilakukan dengan tujuan membandingkan minimnya efek samping perlakuan penyinaran radiasi dari prototype alat dengan dan radiografi yang ada, dengan mengetahui besar kecilnya kerusakan jaringan keras gigi dan jaringan lunak disekitarnya.

III. KONTRIBUSI TERHADAP PEMBANGUNAN

Hasil penelitian memberikan informasi ilmiah bahwa metode optik khususnya holografi digital dapat digunakan sebagai piranti *dental imaging* alternatif dan diagnosis alternatif pengaruh deformasi (suhu, tekanan, dan perubahan warna) pada gigi manusia, serta karakterisasi *composite material* untuk gigi. Instrumen yang dibangun pada

penelitian ini jauh lebih murah jika dibandingkan dengan alat import penghasil citra yang lain seperti : *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* dan *CT-Scan*. Pengembangan lanjutan dapat diarahkan untuk rancang bangun alat diagnosis yang bersifat portabel dan praktis berbasis penggunaan laser, fiber optik *endoscopy*, mikrokontroler, serta pengolahan citra digital. Dengan memahami kinerja sistem secara keseluruhan diharapkan dapat mengurangi ketergantungan import pada alat produksi luar negeri termasuk dalam hal kemandirian operasional dan perawatannya.

IV. MANFAAT BAGI INSTITUSI

Mulai tahun pertama (tahun 2008) dan tahun kedua (2010), penelitian ini telah melibatkan 5 mahasiswa, yaitu : Mila Natalia, Mardiningsih, Ratna Ariyanti, Umi Mayitah, Tutik. Ariyati. Mahasiswa yang terlibat pada penelitian tersebut diharapkan mampu mengimplementasikan berbagai instrumen yang ada di laboratorium, khususnya di Laboratorium Optika dan Laser dalam berbagai kegunaan sebagai *skill* memasuki dunia kerja. Mahasiswa diharapkan mampu menganalisis dan mengidentifikasi serta mengembangkan pemecahan berbagai masalah yang berkaitan dengan instrumentasi optik dan elektronik berbasis PC yang diperlukan bidang lain selain bidang fisika khususnya bidang kedokteran gigi. Prototipe sistem yang dihasilkan pada tahun kedua ini diharapkan sebagai *virtual laboratory system* dalam menunjang pemahaman mahasiswa, khususnya dalam bidang kajian Optika dan Aplikasi Laser, Instrumentasi dan komputasi, serta Teknobiomedik (Program Studi baru di F Saintek Unair). Bagi staf pengajar, penelitian ini diharapkan mampu menciptakan iklim kerja sama yang baik dengan mahasiswa, membangkitkan minat dan iklim untuk senantiasa meneliti, dan berusaha memperlakukan mahasiswa sebagai mitra penelitian. Dengan terciptanya kerja sama yang baik antara staf pengajar dengan mahasiswa maka lama skripsi mahasiswa akan berkurang sehingga akan menunjang atmosfir akademik di Departemen Fisika F. Saintek Unair.

Salah satu manfaat yang diperoleh bagi Universitas Airlangga dari penelitian ini adalah semakin bertambahnya jumlah publikasi ilmiah, baik pada jurnal nasional terakreditasi ataupun pada jurnal ilmiah dalam skala internasional. Publikasi dalam seminar nasional melatih mahasiswa untuk presentasi di depan forum nasional, yang

telah dilakukan dengan mengirim 3 mahasiswa pada Seminar Nasional. Publikasi ini merupakan salah satu aspek yang dinilai bagi peningkatan peringkat universitas, baik ditingkat regional maupun internasional. Selain itu telah terbangun jejaring kerjasama dengan institusi pendidikan baik ditingkat nasional maupun internasional berupa kolaborasi penelitian maupun *joint publication*. Dalam penelitian ini terjalin kerjasama dengan Fakultas Kedokteran Gigi Unair dan Laboratorium Laser, Departemen Fisika Fakultas Science Universiti Teknologi Malaysia (UTM).

V. PUBLIKASI ILMIAH (artikel terlampir)

Hasil penelitian ini telah dipresentasikan pada 3 seminar nasional, dan juga akan dipublikasikan pada jurnal nasional terakreditasi atau jurnal internasional (sedang dalam proses). Adapun publikasi yang dihasilkan adalah :

1. Potensi Interferometer Michelson Realtime Untuk Deteksi Deformasi Material Resin Composite Akibat Suhu (Seminar Nasional Basic Science VII Unibraw Malang, 20 Februari 2010)
2. Potensi Interferometer Holografi Sebagai Sistem Alternatif Pendeteksi Deformasi Suhu Pada Gigi Tiruan Serta Untuk *Imaging* Morfologinya (Seminar Nasional Unesa Surabaya, 22 Mei 2010)
3. Pengembangan Interferometri Holografi Berbasis *Directional Coupler* Untuk Perekaman Morfologi Gigi (Seminar Nasional HFI-ITS Surabaya, 5 Oktober 2010)

Adapun makalah dan sertifikat tersaji pada lampiran.





BAB I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Radiografi gigi baik radiografi digital maupun konvensional, merupakan alat bantu yang sangat penting bagi dokter gigi untuk kepentingan diagnosis, terapi dan forensik gigi. Hampir seluruh struktur yang berkaitan dengan perawatan gigi tidak dapat dilihat dengan mata telanjang, oleh karena itu radiografi merupakan suatu kebutuhan yang tak terhindarkan lagi. Akan tetapi radiografi masih diragukan keandalannya dari sudut pandang keamanan pemakaian radiasi sinar-X, dosis kumulatif bagi dokter gigi dan pasien, lamanya waktu yang diperlukan untuk membuat dan memproses radiografi individual (Walton dan Torabinejad, 1997), dan juga adanya efek samping yang ditimbulkan seperti dilaporkan dapat memberikan resiko stroke (Wysong, 1997). Oleh karena itu, perlu dilakukan terobosan baru dalam mencari alat alternatif untuk diagnosis dan dokumentasi gigi yang relatif murah, akurat, memiliki ketelitian tinggi, minim efek samping (bersifat *non invasive*, non ionisasi, serta *non destructive*), dan mampu mencitra tiga dimensi gigi secara digital dan otomatis. Sistem holografi digital merupakan salah satu metode optis yang mampu melakukan terobosan tersebut.

Langkah konkrit yang dilakukan pada tahun kedua adalah membangun prototipe sistem holografi digital berbasis laser dengan dua prinsip dasar yaitu proses perekaman dan rekonstruksi digital secara langsung dan otomatis pada CCD untuk mencitra tiga dimensi gigi tiruan dan gigi manusia. Perancangan tersebut menggunakan desain dan rekayasa perangkat optis, elektronik, dan software. Hasil citra digital akan ditangkap oleh sensor CCD (*Coupled-Charge Devices*). Nilai intensitas citra tangkapan dari sensor tersebut, akan diolah secara digital dengan mendesain dan merekayasa software dengan bahasa pemrograman Borland Delphi atau C++ atau MatLab, dan membandingkannya dengan software yang sudah beredar di pasaran yaitu : Matrox Inspector 4.1 dan Matrox Inspector 2.1.

Kerusakan gigi dapat dianalisis dari nilai dan profil intensitas *image* (maya dan nyata) yang dihasilkan pada saat proses perekaman dan rekonstruksi digital. Dokumentasi secara digital ini dapat digunakan untuk interpretasi dan diagnosis lanjutan jika suatu saat membutuhkan, karena keseluruhan informasi tentang proses perekaman gigi dapat disimpan dalam memori komputer. Kemampuan untuk dapat dianalisis secara visual dan digital merupakan kelebihan sistem holografi digital.

Dari design pengolahan citra secara digital di tahun pertama diketahui karakteristik *image* maya dan nyata yang dihasilkan sistem. Noise yang muncul pada *image* tersebut dapat dieliminir dengan baik menggunakan *low pass filtering* dalam domain spasial yang telah dibangun. Pada tahun kedua pemfilteran akan dilanjutkan dengan mendesign pemfilteran pada domain frekuensi, sehingga mampu mengeliminir noise yang tidak dibutuhkan pada citra warna RGB (Goodman, 1996; Kuo, 2002). Karena sistem yang dibangun akan diaplikasikan di bidang kedokteran gigi, maka di tahun kedua akan dicoba dengan melewati laser yang digunakan pada proses perekaman pada fiber optik dan mengetahui dengan detail kinerjanya dalam sistem holografi digital.

Bagaimanapun juga holografi digital merupakan instrumen yang sangat sensitif, berketelitian tinggi, dan tidak merusak sampel yang akan diteliti (Dirksen *et al.*, 2001; Pedrini *et al.*, 2002; Harthong *et al.*, 1997; Yamaguchi, 2003). Dibandingkan dengan holografi konvensional, holografi digital mempunyai kelebihan, yaitu semua proses dalam holografi digital dapat mengakses langsung fase gelombang obyek secara otomatis dan on line. Dengan kelebihan ini dan kemampuannya menyelesaikan permasalahan dasar pada sistem holografi konvensional, maka holografi digital patut diperhitungkan sebagai instrumen alternatif dan perlu terus dikaji dan dikembangkan untuk aplikasi klinis di masa yang akan datang.

Penelitian tahun kedua difokuskan pada peningkatan kinerja sistem holografi digital dalam bentuk optimasi hasil-hasil penelitian tahun pertama yang meliputi : otomasi sistem perekaman dan

rekonstruksi secara digital termasuk di dalamnya analisis dan pengolahan *image* digitalnya, memanfaatkan fiber optik sebagai *beam splitter/directional coupler* pada proses perekaman, serta otomatisasi diagnosis deformasi gigi akibat perubahan suhu. Sistem yang telah dibangun akan di uji cobakan pada gigi manusia, setelah pada tahun pertama diuji coba pada gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik. Otomatisasi sistem perekaman dan rekonstruksi dilakukan dengan cara menggantikan plat film holografi pada design sistem tahun pertama dengan sensor CCD (*Coupled-Charge Devices*) dan langsung merekonstruksi digital secara otomatis dengan mengkonvolusi matriks referensi dan matriks intensitas yang diterima sensor CCD. Design pemfilteran spasial yaitu *low pass filtering*, *high pass filtering*, dan filter median yang telah terbangun pada tahun pertama akan digunakan untuk mengolah *image* maya yang dihasilkan sistem dan meningkatkan kinerjanya pada domain frekuensi dengan memanfaatkan transformasi Fourier. *Image* maya yang dihasilkan dari proses perekaman langsung dan dengan memanfaatkan fiber optik sebagai *beam splitter/directional coupler* akan dibandingkan. Setelah itu sistem yang dibangun akan diuji coba untuk mendeteksi deformasi gigi manusia akibat perubahan suhu pada berbagai temperatur secara *real time* dengan menganalisis *image nyata* yang dihasilkan.

Prototype sistem holografi digital berbasis laser dan bersifat *non invasif*, *non destructive*, dan memiliki ketelitian sebagai alat alternatif untuk dokumentasi dan diagnosis kerusakan gigi tiruan dan gigi manusia akibat perubahan suhu dalam skala laboratorium. Selain sebagai alat alternatif, juga dapat difungsikan sebagai *virtual laboratory system* dalam memberikan informasi kinerja holografi digital dan keunggulannya bekerja secara *real time* untuk mendeteksi deformasi gigi manusia akibat perubahan suhu.

Hasil prototype sistem di tahun kedua dan kajian kinerja keseluruhan sistem diharapkan sebagai tonggak awal aplikasi metode optik (khususnya holografi digital) pada bidang kedokteran gigi. Jangka panjang diharapkan tercipta kerjasama penelitian yang berkesinambungan antara F. Saintek dan FKG

Unair dalam mengembangkan biofisika laser berbasis teknologi nano digital, serta pengembangan sistem deteksi alternatif dan diagnosis nya.

1.2. Batasan Masalah

Penelitian ini dilakukan secara *in-vitro* (dalam skala laboratorium) dengan sampel gigi manusia dan gigi tiruan (acrylic dan keramik).

1.3. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakan yang sudah diuraikan maka dapat dirumuska beberapa rumusan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimanakah kinerja sistem holografi digital dengan merancang proses perekaman dan rekonstruksi secara digital untuk dokumentasi gigi manusia jika dibandingkan dengan kinerja sistem di tahun kedua?
2. Bagaimanakah kinerja sistem holografi digital untuk mendeteksi deformasi gigi tiruan dan gigi manusia akibat perubahan suhu secara *real time* dengan membuat sistem otomasi yaitu *interfacing* berbasis mikrokontroler?
3. Bagaimanakah kinerja design filter dengan membuat pemfilteran intensitas berbasis domain frekuensi menggunakan transformasi Fourier jika dibandingkan dengan design filter di tahun pertama?
4. Bagaimanakah kinerja sistem holografi digital ketika laser yang digunakan dilewatkan dalam fiber optik?
5. Bagaimanakah kinerja prototipe sistem holografi digital dengan dan tanpa fiber optik sebagai alat alternatif untuk dokumantasi dan diagnosis kerusakan gigi manusia?
6. Bagaimanakah hasil *image* dari prototype sistem yang sedang dibangun pada penelitian ini dengan alat radiografi digital dan/atau konvensional yang digunakan selama ini di bidang kedokteran gigi ?

BAB II

TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN

2.1. Tujuan Penelitian

2.1.1. Tujuan Umum

Merancang dan membuat prototipe sistem holografi digital yang meliputi proses perekaman dan rekonstruksi digital, analisis dan pengolahan *image* secara digital, otomasi diagnosis deformasi gigi akibat perubahan suhu, serta menguji coba kinerja sistem dengan melewatkan laser pada fiber optik. Kinerja sistem melalui fiber optik perlu dicoba karena untuk aplikasi pada tataran klinis di masa datang laser harus dilewatkan pada fiber optik.

2.1.2. Tujuan Khusus

1. Meningkatkan kinerja sistem holografi digital di tahun pertama dengan merancang proses perekaman dan rekonstruksi secara digital untuk dokumentasi gigi manusia
2. Meningkatkan kinerja sistem holografi digital untuk mendeteksi deformasi gigi tiruan dan gigi manusia secara *real time* dengan membuat sistem otomasi yaitu *interfacing* berbasis mikrokontroler
3. Meningkatkan kinerja design filter yang telah dibangun pada tahun pertama dengan membuat pemfilteran intensitas berbasis domain frekuensi menggunakan transformasi Fourier
4. Mengetahui kinerja sistem holografi digital ketika laser yang digunakan dilewatkan dalam fiber optik
5. Mengungkapkan dan mengetahui kinerja prototipe sistem holografi digital dengan dan tanpa fiber optik sebagai alat alternatif untuk dokumentasi dan diagnosis kerusakan gigi manusia

6. Membandingkan hasil *image* dari prototype sistem dengan alat radiografi digital dan/atau konvensional yang digunakan selama ini di bidang kedokteran gigi

2.2. Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian ini menyangkut aspek ilmiah, aspek praktis dan aspek pendidikan.

Dari aspek ilmiah, penelitian ini akan memberikan informasi ilmiah bahwa metode optik khususnya holografi digital dapat digunakan sebagai piranti *dental imaging* alternatif dan diagnosis alternatif pengaruh deformasi (suhu, tekanan, dan perubahan warna) pada gigi manusia, serta karakterisasi *composite material* untuk gigi. Instrumen yang dibangun pada penelitian ini jauh lebih murah jika dibandingkan dengan alat import penghasil citra yang lain seperti : *Magnetic Resonance Imaging (MRI)* dan *CT-Scan*.

Dari aspek praktis, pengembangan lanjutan dapat diarahkan untuk rancang bangun alat diagnosis yang bersifat portabel dan praktis, sehingga mengurangi ketergantungan import pada alat produksi luar negeri termasuk dalam hal kemandirian operasional dan perawatannya.

Dari aspek pendidikan, mahasiswa yang terlibat pada penelitian diharapkan mampu mengimplementasikan berbagai instrumen yang ada di laboratorium, khususnya di Laboratorium Optika dan Laser dalam berbagai kegunaan sebagai *skill* memasuki dunia kerja. Mahasiswa diharapkan mampu menganalisis dan mengidentifikasi serta mengembangkan pemecahan berbagai masalah yang berkaitan dengan instrumentasi optik dan elektronik berbasis PC yang diperlukan bidang lain selain bidang fisika khususnya bidang kedokteran gigi. Prototipe sistem yang dihasilkan pada tahun kedua ini diharapkan sebagai *virtual laboratory system* dalam menunjang pemahaman mahasiswa, khususnya dalam bidang kajian Optika dan Aplikasi Laser, Instrumentasi dan komputasi, serta Teknobiomedik (Program Studi baru di F Saintek Unair). Bagi staf pengajar, penelitian ini diharapkan mampu menciptakan iklim kerja sama yang baik dengan mahasiswa, membangkitkan minat dan iklim untuk senantiasa meneliti, dan

berusaha memperlakukan mahasiswa sebagai mitra penelitian. Dengan terciptanya kerja sama yang baik antara staf pengajar dengan mahasiswa maka lama skripsi mahasiswa akan berkurang sehingga akan menunjang atmosfir akademik di Departemen Fisika F. Saintek Unair.

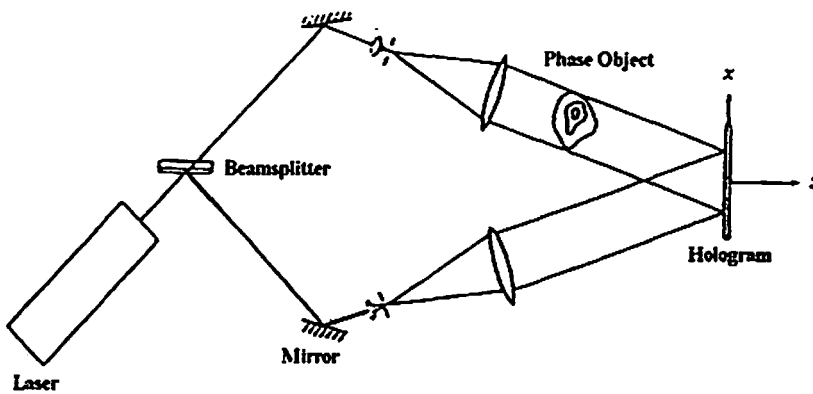
Dengan berhasilnya penelitian ini akan terbuka pengembangan dan aplikasinya untuk dokumentasi dan diagnosis mahkota gigi pada hewan piaraan (*pets dental radiology*), dan pada gigi manusia, sehingga diharapkan dapat membantu paradigma diagnosis-prefentif penyakit gigi dan mulut (*oral and dental radiology*). Pengembangan lanjutan ke arah biomolekuler dilakukan dengan tujuan membandingkan minimnya efek samping perlakuan penyinaran radiasi dari prototype alat dengan dan radiografi yang ada, dengan mengetahui besar kecilnya kerusakan jaringan keras gigi dan jaringan lunak disekitarnya.

BAB III
TINJAUAN PUSTAKA

3.1. Prinsip Holografi

Holografi adalah teknik pembuatan citra tiga dimensi dari suatu obyek nyata. Kesan tiga dimensi itu diperoleh karena yang terekam pada hologram tidak hanya intensitas cahaya tetapi juga fase gelombang. Teori dasar dari prinsip holografi adalah perekaman interferensi dari gelombang cahaya yang dipantulkan obyek dengan gelombang acuan, untuk itu dalam sistem holografi diperlukan cahaya yang monokromatik dan koheren (Laud, 1988).

Sistem holografi terdiri dari dua proses, yaitu proses perekaman dan proses rekonstruksi, seperti ditunjukkan dalam Gambar 3.2 dan Gambar 3.3.



Gambar 3.2. Proses perekaman hologram

Pada proses perekaman, berkas cahaya laser dibagi menjadi dua, pertama digunakan untuk menyinari obyek dan yang kedua digunakan sebagai berkas acuan. Berkas cahaya yang dipantulkan obyek disebut berkas obyek, yang dinyatakan dalam fungsi gelombang:

$$U_o = A_o \exp(j\phi_o) \dots\dots\dots (3.1)$$

dan berkas yang kedua digunakan sebagai berkas acuan, yang dapat dinyatakan dalam fungsi gelombang:

$$U_r = A_r \exp(j\phi_r) \dots\dots\dots (3.2)$$

dengan A_o dan A_r , masing-masing adalah gelombang obyek dan amplitudo gelombang acuan, sedangkan φ_o dan φ_r adalah fase gelombang obyek dan fase gelombang acuan. Pada proses perekaman, berkas obyek dan berkas acuan akan terekam pada bidang film, dinyatakan dengan fungsi gelombang:

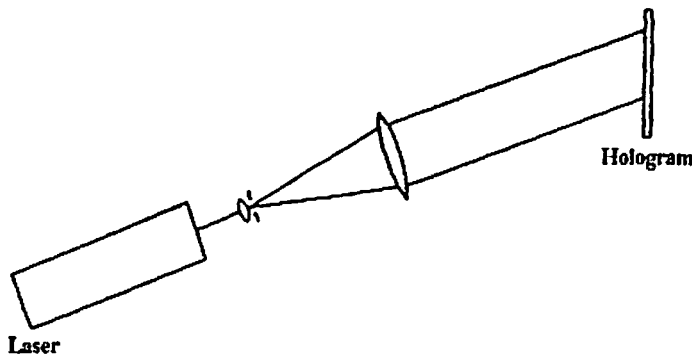
$$U_f = U_o + U_r \quad \dots\dots\dots (3.3)$$

sehingga besar intensitas yang terekam oleh film tersebut adalah:

$$I = U_f U_f^* = |U_f|^2 = (U_r + U_o)(U_r^* + U_o^*) \quad \dots\dots\dots (3.4)$$

dengan tanda (*) menyatakan konjugat kompleks.

Pada proses rekonstruksi, film yang telah diproses (hologram) disinari dengan berkas acuan U_r , seperti ditunjukkan pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Proses rekonstruksi hologram

sehingga diperoleh:

$$U_r I = U_r (|U_r|^2 + |U_o|^2 + U_o U_r^* + U_r U_o^*) \quad \dots\dots\dots (3.5)$$

$$U_r I = |U_r|^2 U_r + |U_o|^2 U_r + |U_r|^2 U_o + |U_r|^2 U_o^*$$

dengan memperhatikan ruas kanan persamaan (3.5) suku pertama menunjukkan gelombang yang merambat searah dengan gelombang acuan, tetapi mempunyai amplitudo gelombang yang telah dimodifikasi dengan $|U_r|^2$, dan karena berkas acuan yang dipilih mempunyai amplitudo yang merata, maka modifikasi $|U_r|^2$ tidak menghasilkan informasi yang baru. Pada suku kedua terdapat modifikasi $|U_o|^2$, yaitu faktor yang menyatakan intensitas dari berkas obyek pada bidang film. Suku

kedua ini tidak menghasilkan informasi tiga dimensi yang diharapkan. Namun pada suku ketiga terdapat fungsi gelombang U_0 , yang amplitudonya telah berubah sebanyak $|U_r|^2$ (sebuah saklar yang konstan), sehingga di belakang hologram diperoleh gelombang yang berasal dari obyek pada saat direkam. Jika mata diletakkan di belakang hologram, maka mata akan menyaksikan seolah-olah obyek masih ada secara lengkap pada tempatnya, inilah informasi tiga dimensi yang diharapkan. Suku keempat mengandung konjugat gelombang obyek U_0^* , yang dengan adanya $|U_r|^2$, mempunyai fase yang berbeda, baik dengan berkas obyek maupun dengan berkas acuan. Suku keempat ini akan menghasilkan citra nyata dan dapat ditangkap oleh layar.

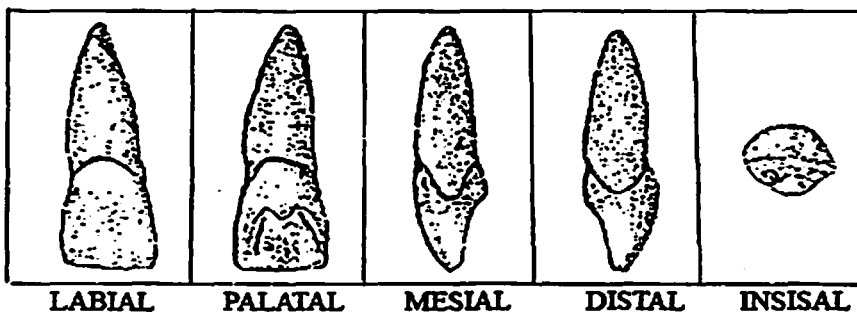
Berhasil tidaknya perolehan informasi dari sistem holografi ditentukan oleh kualitas citra obyek yang dihasilkan oleh hologram. Informasi akan sulit diperoleh dari citra obyek yang berkualitas jelek.

3.2. Morfologi Gigi

Morfologi gigi yang digunakan pada penelitian ini adalah *insisivus* pertama atas, *insisivus* kedua atas, dan premolar pertama atas.

1. *Insisivus* pertama atas

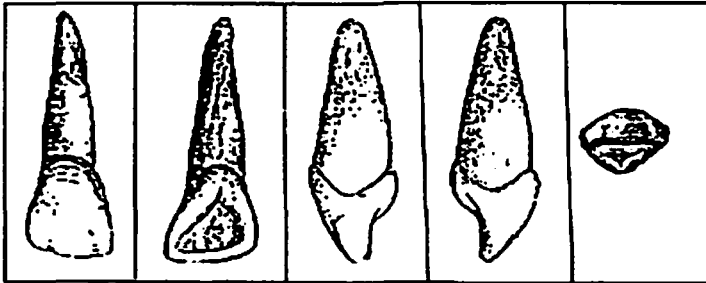
Gigi *insisivus* pertama atas adalah gigi ke satu di rahang atas, yang terletak di kiri kanan dari garis tengah/median. Bentuk *koronanya* seperti sekop. Panjangnya sama atau lebih besar daripada gigi depan lainnya, kecuali gigi kaninus bawah. Akarnya tumbuh baik, tebal dan *apeksnya* bundar.



Gambar 3.4. Gigi *insisivus* pertama atas (Anusavice, 2003)

2. *Insisivus* kedua atas

Gigi ini adalah gigi ke-2 dari garis tengah. Bentuk fungsionalnya sama dengan *insisivus* pertama atas, sehingga mempunyai tugas yang sama di dalam mulut, yakni untuk menggigit dan memotong makanan.



Gambar 3.5. Gigi *insisivus* kedua atas (Anusavice, 2003)

3. *Premolar* pertama atas

Premolar pertama atas adalah gigi ke-4 dari garis tengah di rahang atas. Gigi ini seringkali mempunyai dua akar yang terpisah, biasanya akar ini memberi 2 cabang dengan bifurkasinya pada bagian setengah panjang akar.

3.3. Pengertian Citra dan Kuantisasi Citra

Citra adalah representasi dua dimensi untuk bentuk fisik tiga dimensi. Citra merupakan matriks dua dimensi dari fungsi intensitas yang dapat dituliskan sebagai fungsi $f(x,y)$ dengan f adalah nilai amplitudo pada koordinat spasial xy .

Citra digital adalah citra kontinu $f(x,y)$ yang telah didiskritkan baik koordinat spasialnya maupun tingkat keabuannya/*grayscale*. Jika nilai f berada antara 0 dan 1, maka citra tersebut merupakan citra biner yang disebut dengan kisaran *grayscale*. Citra digital dinyatakan sebagai matriks $M \times N$ (matriks yang berukuran m baris dan n kolom) seperti pada persamaan berikut (Gonzales, 1987):

$$f(x,y) = \begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,M) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,M) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ f(N-1,0) & f(N-1,1) & \dots & f(N-1,M-1) \end{bmatrix} \dots\dots\dots (3.6)$$

yang baris dan kolomnya menunjukkan titik-titiknya, sedangkan nilai dari elemen matriks sebagai tingkat keabuan atau warna dari titik tersebut. Elemen dari matriks dua dimensi disebut elemen citra. Elemen-elemen citra apabila ditampilkan di layar monitor akan menempati ruang dan disebut piksel.

Penggunaan komputer dalam pengolahan citra digital (*digital image processing*) mengharuskan adanya batasan-batasan dari nilai-nilai variabel yang membentuk citra, baik untuk variabel posisi spasial maupun variabel intensitas atau amplitudonya. Pembatasan disini tidak hanya terbatas pada pemotongan nilai-nilai variabel maupun juga pendekatan terhadap suatu nilai yang diperbolehkan apabila nilai-nilai tersebut tidak terdefinisikan.

Suatu citra harus dapat direpresentasikan secara numerik untuk dapat diolah dengan komputer digital. Representasi citra dari fungsi kontinu menjadi nilai diskrit disebut digitalisasi. Citra yang dihasilkan inilah yang disebut citra digital (*digital image*). Pada umumnya citra digital berbentuk empat persegi panjang dan dimensi ukurannya dinyatakan sebagai tinggi x lebar (atau lebar x panjang). Digitalisasi terhadap variabel posisi (x,y) dalam bidang spasial disebut sampling. Misalkan sebuah citra kontinu $f(x,y)$ disampling menjadi matriks intensitas bujur sangkar berukuran $M \times N$

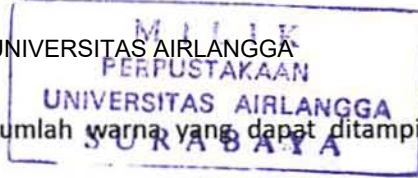
$$\begin{bmatrix} f(0,0) & f(0,1) & \dots & f(0,M) \\ f(1,0) & f(1,1) & \dots & f(1,M) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ f(N-1,0) & f(N-1,1) & \dots & f(N-1,M-1) \end{bmatrix} \dots\dots\dots (3.7)$$

Pada proses digitalisasi, elemen-elemen matriks yang berupa piksel-piksel citra digital haruslah mempunyai nilai-nilai kuantitas yang terletak dalam rentang nilai yang mudah dipresentasikan dalam komputer, karena komputer mengolah nilai-nilai dalam bentuk biner, biasanya nilai-nilai ini dibatasi sebesar 2^m (0 sampai 2^m-1) dengan m bilangan integer positif. Rentang tingkat keabuan ini ditunjukkan pada persamaan:

$$G = 2^m \dots\dots\dots (3.8)$$

dimana G adalah tingkat keabuan.





Lebar rentang tingkat keabuan mempresentasikan jumlah warna yang dapat ditampilkan dalam monitor. Semakin lebar rentang tersebut akan diperoleh citra yang semakin tajam.

Dimensi citra disampling menjadi:

$$N = 2^n \quad \dots\dots\dots (3.9)$$

n adalah bilangan integer positif dan N adalah ukuran matriks. Ukuran citra untuk citra digital yang ditampilkan dengan ukuran yang sama, lebar rentang posisi yang disampling mempresentasikan kehalusan gambar. Semakin lebar rentang akan diperoleh citra yang semakin tajam.

Pada citra warna setiap titik mempunyai warna yang spesifik yang merupakan kombinasi dari 3 warna dasar, yaitu: merah, hijau, dan biru. Format citra ini sering disebut sebagai citra RGB (*red-green-blue*). Setiap warna dasar mempunyai intensitas sendiri dengan nilai maksimum 255 (8 bit), misalnya warna kuning merupakan kombinasi warna merah dan hijau sehingga nilai RGB-nya adalah 255 255 0; sedangkan warna ungu muda nilai RGB-nya adalah 150 0 150, dengan demikian setiap titik pada citra warna membutuhkan data 3 *byte*. Jumlah kombinasi warna yang mungkin untuk format citra ini adalah $(2^8)(2^8)(2^8) = (256)(256)(256)$ atau lebih dari 16 juta warna, dengan demikian bisa dianggap mencakup semua warna yang ada, inilah sebabnya format ini dinamakan *true color* (Achmad B. dan Kartika, 2005).

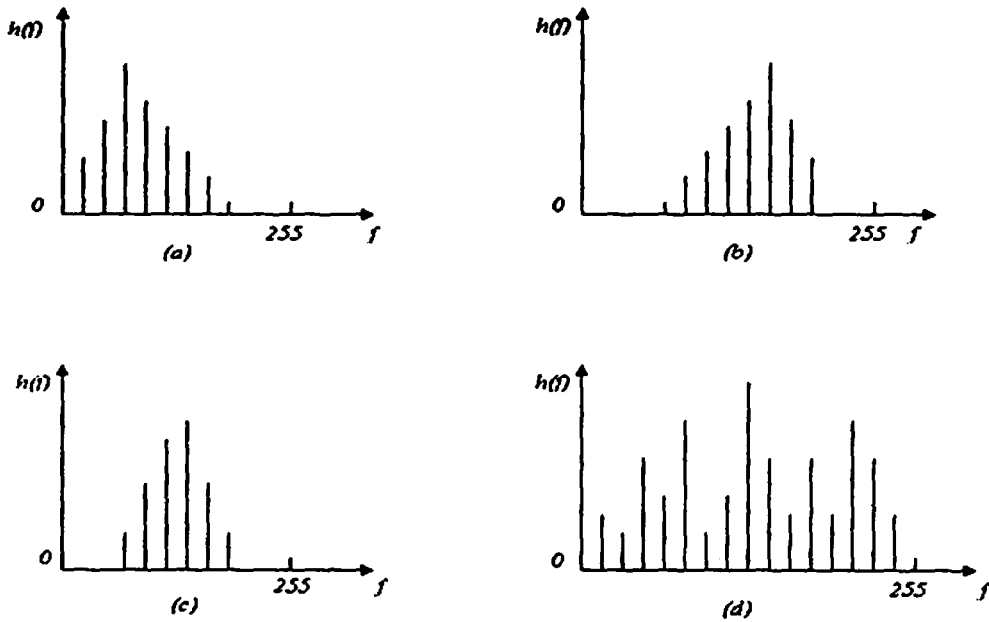
3.4. Pengolahan Citra Digital

Pengolahan citra bertujuan memperbaiki kualitas citra agar mudah diinterpretasi oleh manusia atau mesin (dalam hal ini komputer). Perbaikan citra dan peningkatan kualitas citra dapat dilakukan dengan cara mengurangi *noise-noise* yang terdapat pada citra. Pengurangan *noise* ini bisa dilakukan dengan pemfilteran terhadap citra digital yang memiliki *noise*. Alat bantu yang paling sederhana dan sangat berguna dalam pengolahan citra digital adalah histogram dan operasi mendasar dalam pengolahan citra adalah operasi konvolusi.

3.4.1. Histogram

Histogram adalah suatu fungsi yang menyatakan jumlah kemunculan setiap nilai. Histogram pada citra merupakan grafik fungsi dari distribusi frekuensi tingkat keabuan citra yang

menggambarkan kuantitas *pixel* citra sebagai fungsi tingkat keabuannya. Histogram tingkat keabuan citra memberikan informasi secara global tentang kecerahan dan kontras citra. Citra berukuran $N \times N$ dengan fungsi distribusi frekuensi tingkat keabuan $h(f(x,y))$ sebagai fraksi jumlah *pixel* bertingkat keabuan $f(x,y)$ dalam range $0 < h(f(x,y)) < N^2$ dan $0 < f(x,y) < 255$ akan diperoleh berbagai karakteristik tampilan histogram citra seperti diilustrasikan pada Gambar 3.6.

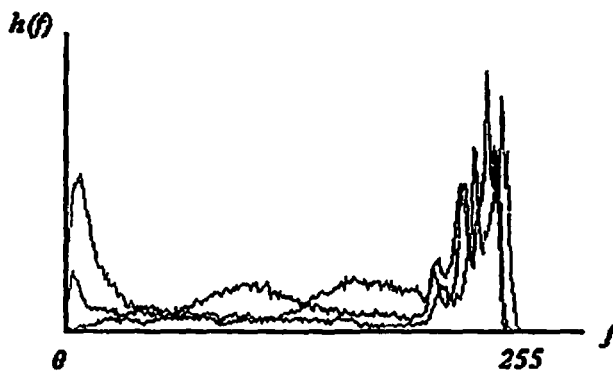


Gambar 3.6. Bentuk histogram untuk berbagai *sebaran tingkat keabuan* beserta tampilan citra.

- (a). Menumpuk pada tarap rendah, tampilan cenderung gelap
- (b). Menumpuk pada tarap tinggi, tampilan cerah
- (c). Menumpuk pada tarap menengah, tampilan kurang cerah
- (d). Merata diseluruh tarap, tampilan yang kontras.

Histogram citra warna dengan masing-masing warna dasar RGB-nya seperti pada Gambar

3.7.



Gambar 3.7. Contoh histogram sebuah citra warna

Histogram menyatakan peluang piksel dengan derajat keabuan tertentu, maka rumus menghitung histogram merupakan fungsi peluang

$$P_r(r_k) = \frac{n_k}{n} \dots\dots\dots (3.10)$$

dalam hal ini,

$$r_k = \frac{k}{L-1} \quad ; 0 \leq k \leq L-1 \dots\dots\dots (3.11)$$

yang artinya, derajat keabuan (k) dinormalkan terhadap derajat keabuan terbesar ($L-1$). Nilai $r_k = 0$ menyatakan hitam, dan $r_k = 1$ menyatakan putih dalam skala keabuan yang didefinisikan.

3.4.2. Konvolusi

Konvolusi adalah perkalian total dua buah fungsi $f(x,y)$ dan $g(x,y)$ yang didefinisikan dengan:

$$h(x,y) = f(x,y) * g(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(a,b)g(x-a,y-b)da db \dots\dots\dots (3.12)$$

dimana a dan b adalah variabel bantu (*dummy variable*).

Konvolusi untuk fungsi diskrit didefinisikan sebagai:

$$h(x,y) = f(x,y) * g(x,y) = \sum_{a=-\infty}^{\infty} \sum_{b=-\infty}^{\infty} f(a,b)g(x-a,y-b) \dots\dots\dots (3.13)$$

Pada ranah diskrit ini, konvolusi dinyatakan dalam bentuk matriks (umumnya 3x3, namun ada juga yang berukuran 2x2, 2x1 atau 1x2). Ukuran matriks ini biasanya lebih kecil dari ukuran citra.

Setiap elemen matriks disebut koefisien konvolusi (Munir, 2004).

Perhitungan konvolusi pada matriks dapat dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut:

1. Menghitung konvolusi matriks filter dengan cuplikan matriks citra (cuplikan disesuaikan ukuran matriks filter, misalnya 3x3) sehingga didapatkan suatu hasil (misalnya a). Hasil a tersebut kemudian digantikan pada baris ke 2 kolom ke 2 pada cuplikan matriks citra, secara grafis digambarkan pada Gambar 3.8(a).

2. Menggeser matriks filter ke piksel berikutnya dan menghitung konvolusi seperti diuraikan pada langkah pertama, secara grafis diilustrasikan pada Gambar 3.8(b) dan Gambar 3.8(c). Begitu seterusnya sehingga didapatkan hasil matriks citra baru setelah konvolusi.
3. Perhitungan konvolusi pada piksel tepi dengan cara menambahkan satu baris matriks lagi pada semua tepi dengan nilai matriksnya 0. Cara ini digambarkan pada Gambar 3.9.
4. Setelah semua piksel dikonvolusi, didapatkan matriks citra baru. Koefisien matriks setelah perhitungan konvolusi bisa lebih kecil dari 0 dan bisa lebih besar dari 255 sedangkan koefisien intensitas citra harus bernilai 0 sampai 255, maka hasil intensitas setelah dikonvolusi harus dinormalisasi dengan ketentuan:

$$a < 0 \rightarrow a = 0 \quad \text{dan} \quad a > 255 \rightarrow a = 255$$

Contoh hasil perhitungan konvolusi yang sudah dinormalisasi terdapat pada Gambar 3.10.

1	2	7	19	214
4	0	0	170	222
7	1	210	245	255
119	211	194	199	251
200	214	190	170	249

dikonvolusi dengan matriks filter :

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

Matriks filter (high pass 3x3)

Matriks citra (5x5 piksel)

Hasil konvolusi :

		-232		

Matriks citra baru (hasil konvolusi)

(a)

Hasil konvolusi =
 $(-1 \times 1) + (-1 \times 2) + (-1 \times 7)$
 $+ (-1 \times 4) + (9 \times 0) + (-1 \times 0)$
 $+ (-1 \times 7) + (-1 \times 1) + (-1 \times 210) = -232$

1	2	7	19	214
4	0	0	170	222
7	1	210	245	255
119	211	194	199	251
200	214	190	170	249

dikonvolusi dengan matriks filter :

-1	-1	-1
-1	9	-1
-1	-1	-1

Matriks filter (high pass 3x3)

Matriks citra (5x5 piksel)

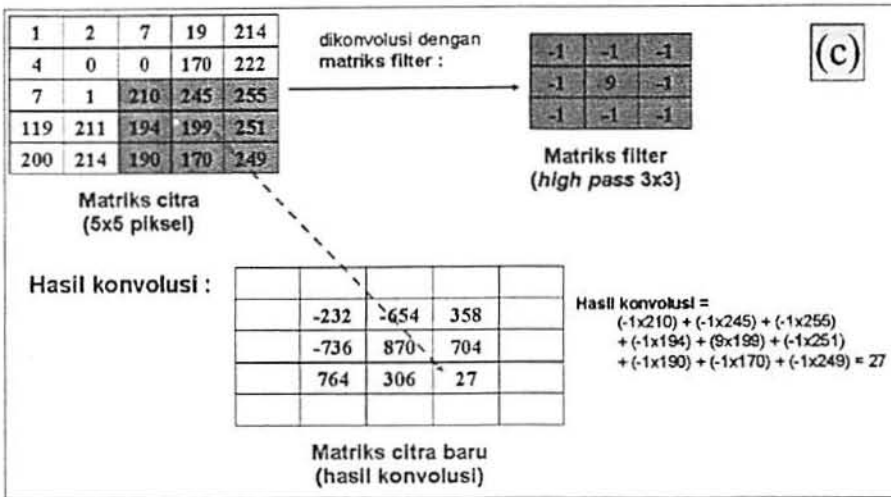
Hasil konvolusi :

		-232	-654	

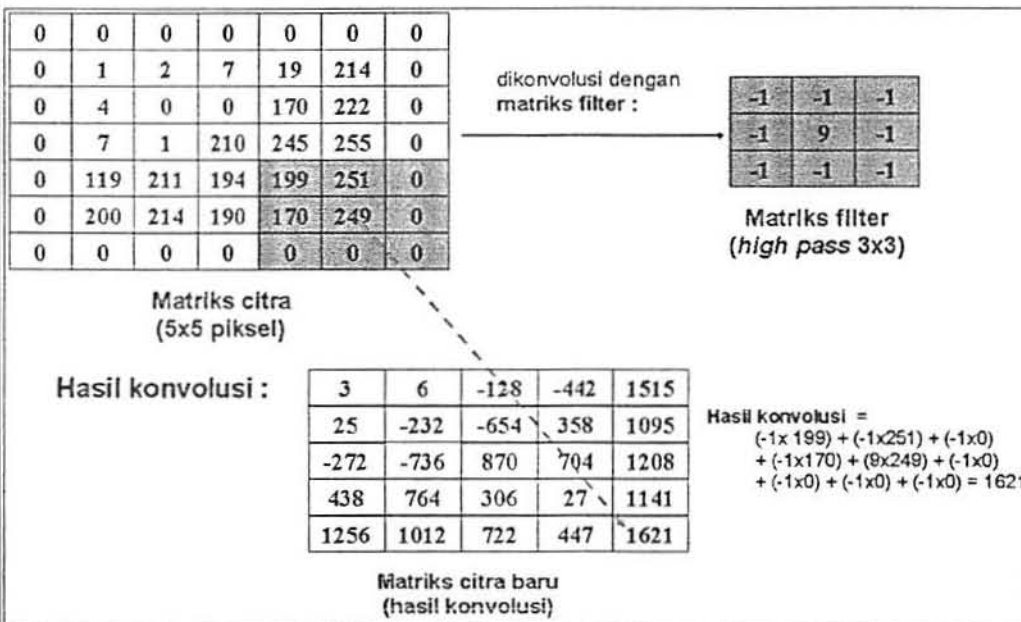
Matriks citra baru (hasil konvolusi)

(b)

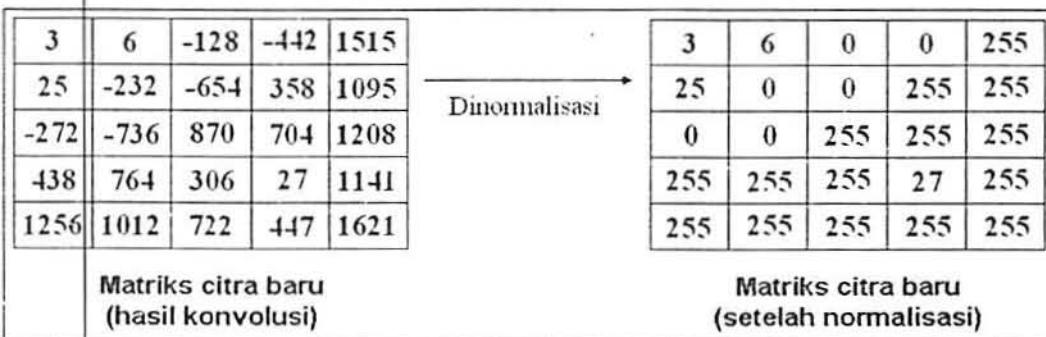
Hasil konvolusi =
 $(-1 \times 2) + (-1 \times 7) + (-1 \times 19)$
 $+ (-1 \times 0) + (9 \times 0) + (-1 \times 170)$
 $+ (-1 \times 1) + (-1 \times 210) + (-1 \times 245) = -654$



Gambar 3.8. Ilustrasi grafis proses konvolusi matriks citra 5x5 piksel dengan matriks filter *high pass* 3x3 (a) Contoh perhitungan konvolusi pada cuplikan matriks citra (b). Ilustrasi pergeseran matriks filter terhadap matriks citra (c). Hasil konvolusi pada piksel bagian tengah matriks citra



Gambar 3.9. Proses konvolusi pada piksel bagian tepi matriks citra



Gambar 3.10. Hasil matriks citra setelah dinormalisasi

3.5. Filter spasial vs filter frekuensi

Semua gambar memiliki frekuensi spasial. Tingkat keabuan pada gambar bervariasi dalam ruang (bukan waktu), yakni naik dan turun. Filter spasial merupakan suatu konvolusi yang beroperasi secara langsung pada intensitas piksel-piksel penyusun gambar (domain spasial). Sedangkan filter frekuensi adalah suatu konvolusi dalam domain frekuensi, yakni dengan mentransformasi gambar ke dalam domain frekuensi sebelum dilakukan pemfilteran. Transformasi yang digunakan adalah transformasi Fourier, sedangkan cara yang efisien untuk konvolusi diskret pada domain frekuensi dengan *array* besar adalah melalui *Fast Fourier Transform* (FFT). Adapun penjelasan masing-masing jenis filter disajikan pada sub-bab 3.5.1 dan 3.5.2.

3.5.1. Filter spasial

Pada filter spasial ini hanya akan dibahas tiga macam *noise reduction* yaitu filter *high pass*, filter *low pass*, dan filter median. Penjelasan masing-masing filter tersebut disajikan pada sub-bab 3.5.1.1 sampai 3.5.1.3.

3.5.1.1. Filter *high pass*

Filter *high pass* adalah proses filter yang mengambil citra dengan gradasi intensitas tinggi dan perbedaan intensitas rendah akan dikurangi atau dibuang. Ciri-ciri fungsi filter *high pass* adalah (Sigit dkk, 2005):

- Semua koefisien filter boleh positif, negatif, atau nol.
- Jumlah semua koefisien bisa 0 atau 1.

$$\sum_j \sum_i F(i, j) = 0 \quad \text{atau} \quad \sum_j \sum_i F(i, j) = 1 \quad \dots \dots \dots \quad (3.14)$$

Salah satu filter lolos tinggi yang dapat digunakan adalah:

$$\mathbf{F}_{HP} = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

Nilai koefisien yang lebih besar di titik pusat filter memainkan peranan kunci dalam proses konvolusi. Nilai tengah ini dikalikan dengan nilai piksel yang dihitung. Koefisien negatif yang lebih

kecil di sekitar titik tengah filter bekerja untuk mengurangi faktor pembobotan yang besar. Efeknya adalah piksel-piksel yang bernilai besar diperkuat, sedangkan area citra dengan intensitas piksel konstan tidak berubah nilainya.

3.5.1.2. Filter *low pass*

Filter *low pass* adalah proses filter yang mengambil citra dengan gradasi intensitas halus dan perbedaan intensitas tinggi akan dibuang. Ciri-ciri fungsi filter *low pass* adalah:

1. Semua koefisien filter harus positif.
2. Jumlah semua koefisien harus sama dengan 1, atau:

$$\sum_j \sum_i F(i,j) = 1 \dots\dots\dots (3.15)$$

Adapun filter lolos rendah yang dapat digunakan pada proses konvolusi adalah (Philips, 1994):

$$F_{LP} = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

3.5.1.3. Filter Median

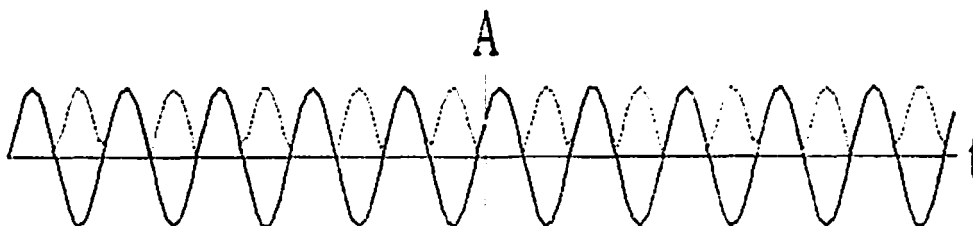
Filter median merupakan filter spasial yang digunakan untuk menghilangkan atau mengurangi *noise* citra dengan mengapromasikan nilai tingkat keabuan piksel dengan nilai tengah dari deret nilai tingkat keabuan piksel pada posisi tersebut dan piksel sekitarnya. Deret yang diambil nilai tengahnya disorting terlebih dahulu (diurutkan dari nilai terkecil sampai nilai terbesar). Misalkan suatu kisi spasial filter median dengan matriks 3x3 mempunyai nilai (10, 20, 20, 20, 15, 20, 20, 25, 100), maka dari piksel ini harus disorting dahulu menjadi (10, 15, 20, 20, 20, 20, 20, 25, 100) dan didapatkan nilai tengahnya (median) = 20.

3.5.2. Filter Frekuensi

Seperti dijelaskan pada sub bab 3.5., bahwa filter frekuensi merupakan konvolusi pada domain frekuensi dengan mentransformasi gambar terlebih dahulu ke dalam domain frekuensi dengan alat transformasi Fourier. Gambar merupakan sinyal dua dimensi. Sebelum mempelajari *Fourier Transform*, kita harus mengenal sinyal dan spektrum terlebih dulu.

3.6. Sinyal dan spektrum

Sebuah sinyal gelombang sinus dalam fungsi waktu, jika diplot bentuknya menjadi seperti pada Gambar 3.11.

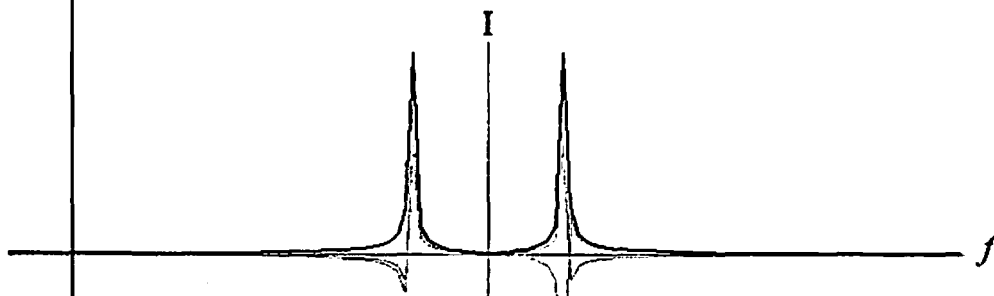


Gambar 3.11. Sinyal gelombang sinus

Kurva abu-abu di belakang kurva merah mewakili amplitudo sinyal, yang selalu positif.

Spektrum sinyal berisi untuk setiap frekuensi, berapa banyak frekuensi di dalam sinyal.

Sinyal sinus di atas adalah memiliki sebuah frekuensi, sehingga spektrum sinyal akan sangat sederhana: hanya memiliki satu puncak. Sebuah spektrum memiliki dua sisi: sisi negatif di sebelah kiri dan sisi positif di sebelah kanan. Sisi negatif mengandung frekuensi negatif. Pada sinyal real, seperti sinyal audio, sisi negatif dari spektrum selalu merupakan versi cermin sisi positif. Jadi, untuk sinyal sinus di atas, sisi positif akan memiliki satu puncak dan puncak ini akan tercermin dalam sisi negatif.



Gambar 3.12. Spektrum dari sinyal gelombang sinus

3.7. Transformasi Fourier

Transformasi Fourier dapat digunakan untuk menghitung spektrum dari sinyal. Transformasi

Fourier untuk sinyal yang kontinu didefinisikan sebagai:

$$F(w) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{(-2\pi jwx)}dx \dots\dots\dots (3.16)$$

dan invers transformasi Fourier yang memungkinkan spektrum kembali menjadi sinyal adalah:

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(w)e^{(2\pi jwx)} dw \dots\dots\dots (3.17)$$

$F(w)$ adalah spektrum dimana w merepresentasikan frekuensi, $f(x)$ adalah sinyal dalam waktu dimana x mewakili waktu, dan j adalah bilangan kompleks ($\sqrt{-1}$), (Russ, 2007).

Komputer tidak bisa menghitung sinyal kontinyu, yakni hanya bisa untuk sinyal diskret yang terbatas, maka *Continuous Fourier Transform* di atas dapat diubah menjadi *Discrete Fourier Transform*, yaitu dengan mengganti integrasi dengan sumasi, kemudian fungsi periodik $f(x)$ disampling N kali:

$$F(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} f(n)e^{-2\pi jkn/N} \dots\dots\dots (3.18)$$

dan inversnya adalah:

$$f(n) = \sum_{k=0}^{N-1} F(k)e^{2\pi jnk/N} \dots\dots\dots (3.19)$$

Pada penentuan koefisien deret Fourier dengan menggunakan persamaan DFT secara langsung akan dijumpai sejumlah besar operasi aritmatika yang memerlukan waktu perhitungan yang lama, sehingga diperlukan algoritma FFT untuk mereduksi jumlah operasi penghitungan pada DFT. Algoritma FFT paling sederhana yang dapat digunakan untuk menyelesaikan problem DFT adalah pada kasus, jumlah titik data berupa bilangan dua berpangkat; $N = 2^A$, dengan A adalah bilangan bulat positif, untuk itu koefisien DFT $F(k)$ seperti pada persamaan 3.18 dapat disederhanakan menjadi:

$$F(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} f(n)W^{kn} \dots\dots\dots (3.20)$$

dengan $W = e^{-j2\pi/N}$.

Sementara jika N merupakan bilangan dua berpangkat bilangan bulat positif, maka $N/2$ adalah bilangan bulat, dengan demikian sampel data dapat dipisahkan oleh $N/2$, dan urutan data menjadi:

$$F(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N/2-1} [f(n) + f(n + N/2)W^{kN/2}]W^{kn} \dots\dots\dots (3.21)$$

oleh karena $W^{kN/2}$ mempunyai dua nilai saja untuk semua k , dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$W^{kN/2} = (-1)^k \dots\dots\dots (3.22)$$

untuk k genap didapatkan $W^{kN/2} = 1$. Apabila $k=2l$, dengan ketentuan $l = 0,1,2,\dots, (\frac{N}{2} - 1)$, maka

koefisien DFT untuk k genap memenuhi persamaan berikut:

$$F(2l) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N/2-1} g(n)(W^2)^{ln} \dots\dots\dots (3.23)$$

dimana,

$$g(n) \equiv f(n) + f(n + N/2) \dots\dots\dots (3.24)$$

sedangkan untuk k ganjil diperoleh $W^{kN/2} = (-1)$. Apabila $k = (2l+1)$ dengan ketentuan

$l = 0,1,2,\dots, (\frac{N}{2} - 1)$, maka koefisien DFT untuk nomor k ganjil memenuhi persamaan berikut:

$$F(2l+1) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N/2-1} y(n)(W^{2l+1})^n \dots\dots\dots (3.25)$$

dimana,

$$y(n) \equiv f(n) - f(n + N/2) \dots\dots\dots (3.26)$$

Persamaan (3.25) dapat dituliskan secara lain sebagai berikut:

$$F(2l+1) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N/2-1} h(n)(W^2)^{ln} \dots\dots\dots (3.27)$$

dengan ketentuan $h(n) \equiv y(n) W^n$. Parameter W^n disebut faktor perulangan (twiddle factor).

Penguraian titik data DFT dari N titik data menjadi $N/2$ titik data kemudian $N/4$ titik data dan seterusnya sampai didapat 2 titik data keluaran, hal inilah yang dinamakan algoritma FFT (Yhuwana, 1999).

3.9. Prinsip Directional Coupler

Directional coupler adalah piranti optik yang tersusun atas dua pandu gelombang kanal sejajar yang saling berdekatan dalam orde panjang gelombang optik yang ditanam pada satu substrat (Rubiyanto, 2006).

Coupler merupakan komponen optik yang dapat berfungsi sebagai pemecah berkas cahaya (*splitter*), *optical switching* dan pembagi daya (*power divider*). Secara sederhana *devais coupler* dapat dibuat dari serat optik *multimode* yaitu dengan cara memadukan atau menggabungkan dua buah serat optik *multimode* dengan panjang interaksi tertentu dengan teknik FBT (*Fused Biconical Taper*) (Supadi dkk, 2006).

Parameter-parameter pokok dalam *devais coupler* optik dapat dijelaskan seperti pada Gambar 2.6 di bawah tampak bahwa berkas cahaya masuk melalui port-A1 atau port-B1 akan menghasilkan keluaran pada port-A2 dan port-B2 (Supadi dkk, 2006). Daya optik P_1 yang disalurkan melalui port-A1 mengalami penyebaran dan distribusi moda-moda terpandu menyesuaikan struktur pandu. Ketika moda terpandu mencapai daerah *tapered*, moda terpandu mengalami pengurangan tingkat numerik efektif. Akibatnya sebagian moda-moda orde tinggi tidak terpandu dalam inti (*core*) tetapi terhambur mencapai *cladding* dengan distribusi secara spatial dan bergabung secara uniform. Hal ini terjadi karena daya dari salur masukan *coupler* serat optik akan terdistribusi diantara saluran keluaran akibat rugi sisipan (*insertion loss*). L_{ins} yang dinyatakan sebagai :

$$L_{ins} = -10 \log \frac{P_j}{P_i} \dots\dots\dots (3.28)$$

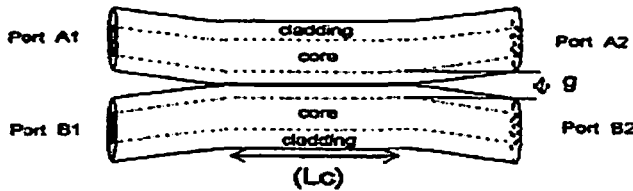
Dengan P_i adalah daya masukan dalam salur ke- i dan P_j adalah daya yang mengalir melalui salur keluaran ke- j . Dalam hal ini, maka P_j akan selalu lebih kecil dari P_i yang disebabkan oleh dua hal. Pertama disebabkan oleh pemisahan input daya (*splitting*) menjadi 2 keluaran melalui port-A2 dan port-B2. Kedua disebabkan *loss* daya pada *devais* itu sendiri. Rugi daya total disebut dengan *excess loss* (L_e) atau dengan istilah lain *output ratio* yang dinyatakan dengan persamaan

$$L_e = 10 \log \left(\frac{\sum P_j}{P_i} \right) \dots\dots\dots (3.29)$$

Direktivitas (*directivity*) dari coupler optik diukur antar port-port masukan. Jika daya disalurkan melalui port-A1 adalah P_i dan daya yang tersalur pada port-B1 adalah R_k , maka *directivity* dinyatakan dengan persamaan

$$D = -10 \log \frac{R_k}{P_i} \dots\dots\dots (3.30)$$

Dengan R_k adalah daya terukur pada port-B2.



Gambar 3.13. Desain *Directional Coupler* (Samian, 2008)

Di dalam *directional coupler* selain terdapat parameter *insertion loss*, *excess loss*, *directivity* juga terdapat parameter lain, seperti *coupling ratio* (CR). Nilai *coupling ratio* diperoleh dari saluran keluaran, yaitu port-A2 dan port-B2 dengan menggunakan persamaan

$$CR = \frac{P_{B2}}{P_{A2} + P_{B2}} \dots\dots\dots (3.31)$$

Pada penelitian ini akan memanfaatkan *directional coupler* pembagi daya sebagai pengganti *beam splitter* karena salah satu fungsi dari *directional coupler* adalah sebagai pemecah berkas. Adapun karakterisasi dari coupler standart hasil fabrikasi internasional untuk serat optik (Supadi dkk, 2006) seperti pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1. Karakterisasi dari coupler standart hasil fabrikasi internasional untuk serat optik (R.Hoss, 1993)

Design class	CR (%)	Toleransi CR (%)	Excess loss (dB)	Directtivity (-dB)
2 x 2 Single mode	0.5	2.0-15 atau	0.07-1.0	(-40)-(-55)
	0.25	0.03 dB/nm	0.07-1.0	(-40)-(-55)
	0.1		0.07-1.0	(-40)-(-55)
2 x 2 Multi mode	0.5	5-10	<1	(-35)-(-40)
	0.25	5-10	1-2	(-35)-(-40)
	0.1	5-10	1-2	(-35)-(-40)
	0.0625	5-10	1-2	(-35)-(-40)

BAB IV

METODE PENELITIAN

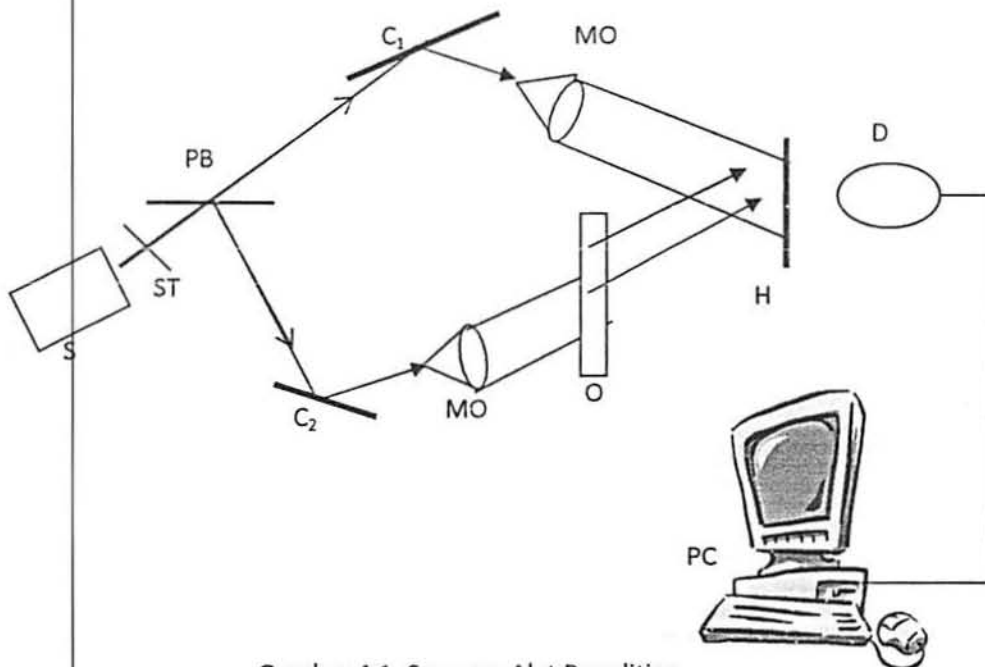
4.1. Tempat dan Waktu Penelitian

Tempat penelitian adalah Lab. Fisika Optik dan Aplikasi Laser F. MIPA Unair, Lab. Instrumentasi dan Komputasi Jurusan Fisika F. MIPA Unair, Rumah Sakit Gigi dan Mulut FKG (Bedah mulut), dan Lab. Laser Departemen Fisika Fakultas Science Universiti Teknologi Malaysia. Penelitian laboratorium dilakukan dalam waktu 8 bulan.

4.2. Bahan dan Alat Penelitian

Bahan-bahan yang digunakan pada penelitian ini adalah : gigi tiruan dengan bahan acrylic dan keramik serta gigi manusia

Adapun keseluruhan alat untuk proses perekaman dan rekonstruksi digital pada penelitian tahun kedua disusun seperti pada Gambar 4.1.



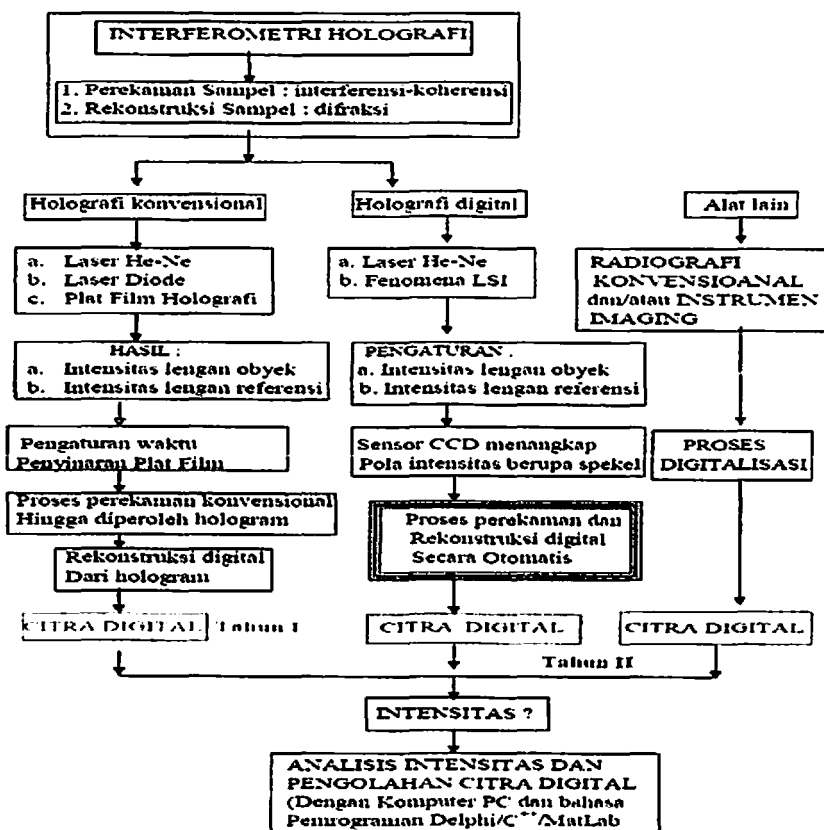
Gambar 4.1. Susunan Alat Penelitian

Keterangan Gambar 4.1 :

S : Sumber cahaya laser dioda, ST: Shutter (pengatur waktu penyinaran), PB : Pembagi berkas, berguna untuk membagi berkas tunggal yang keluar dari laser menjadi dua berkas, C : Cermin pemantul yang berfungsi untuk membelokkan berkas cahaya, MO : Lensa penghambur yang digunakan membesarkan berkas cahaya dan membuat gelombang obyek dan gelombang acuan, O : Obyek berupa sampel gigi tiruan, H : Holder, D : Detektor berupa plat film/CCD (sesuai sampel) yang berguna untuk menangkap pola interferensi yang ada pada hologram setelah direkonstruksi, PC : Personal Computer, berguna untuk menyimpan dan mengolah data. Semua peralatan tersebut diletakkan diatas meja tahan getar.

4.3. Prosedur Penelitian

Kerangka operasional penelitian secara keseluruhan disajikan pada Gambar 4.2. Sedangkan tahapan penelitian secara rinci disajikan pada Gambar 4.4 dan 4.5

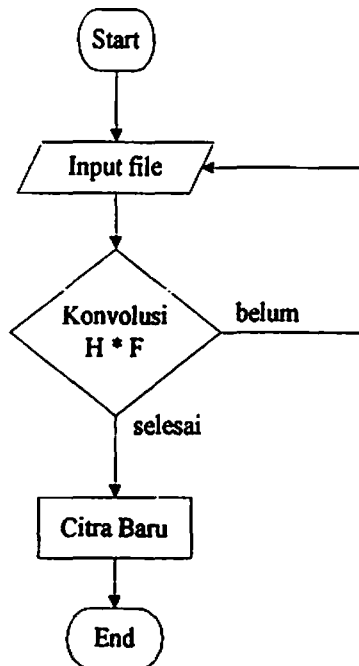


Gambar 2. Kerangka Operasional Penelitian

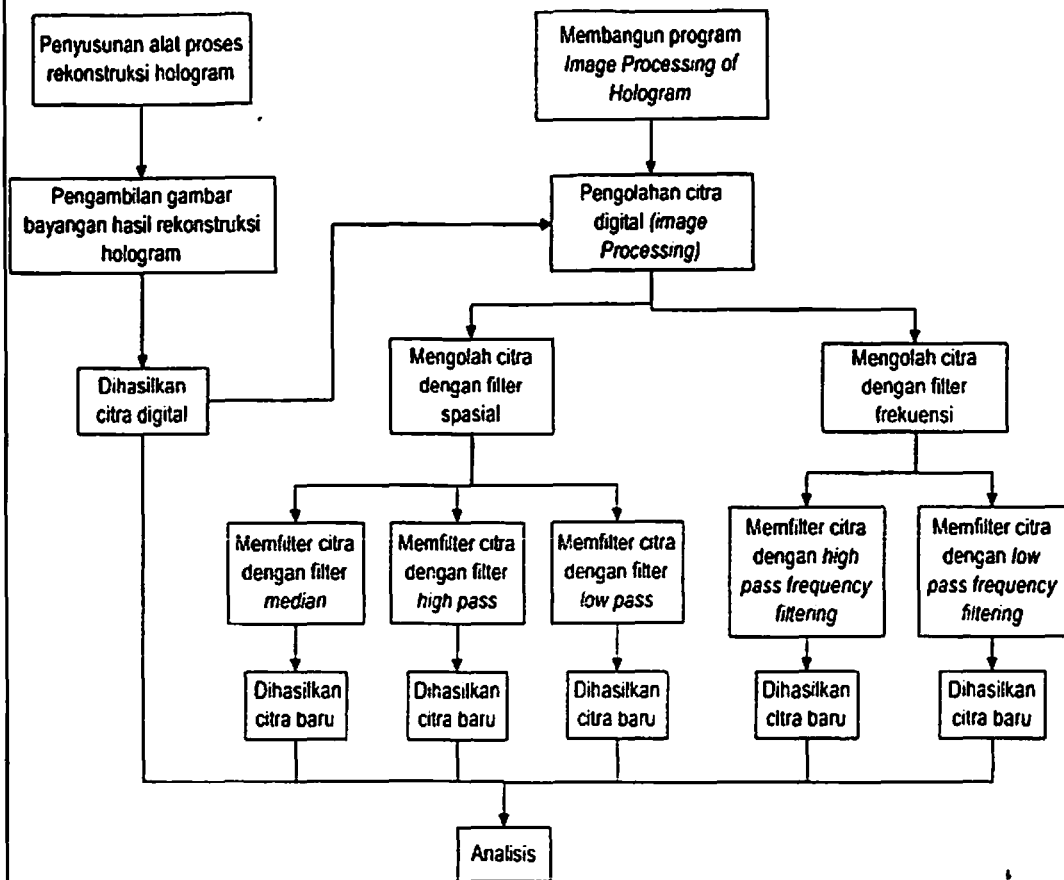
Tahapan penelitian yang dilakukan meliputi :

1. Desain sistem holografi digital untuk proses perekaman dan rekonstruksi secara digital untuk dokumentasi gigi manusia
2. Desain sistem holografi digital untuk mendeteksi deformasi gigi tiruan dan gigi manusia secara real time dengan membuat sistem otomatis yaitu *interfacing* berbasis mikrokontroler
3. Desain sistem pemfilteran intensitas berbasis domain frekuensi menggunakan transformasi Fourier
4. Desain sistem holografi digital berbasis fiber optik
5. Mengungkapkan dan mengetahui kinerja prototipe sistem holografi digital dengan dan tanpa fiber optik sebagai alat alternatif untuk dokumentasi dan diagnosis kerusakan gigi manusia
6. Membandingkan hasil *image* dari prototype sistem dengan alat radiografi digital dan/atau konvensional yang digunakan selama ini di bidang kedokteran gigi

Flowchart dasar untuk proses perekaman dan rekonstruksi digital (tahap 1) disajikan pada Gambar 4.3, tahapan filter intensitas berbasis domain frekuensi (tahap 3) disajikan pada Gambar 4.4, serta pengukuran deformasi suhu disajikan pada Gambar 4.5.



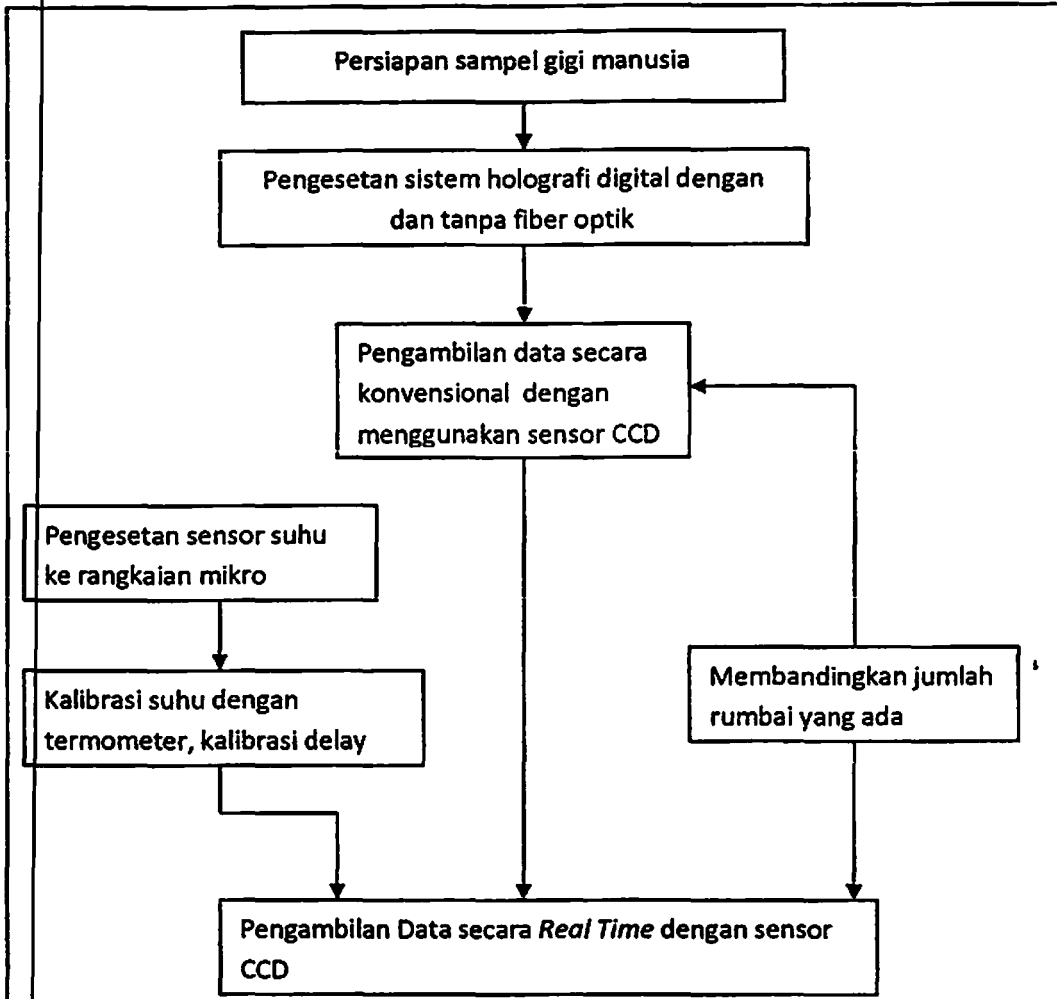
Gambar 4.3.. *Flowchart* Proses konvolusi



Gambar 4. 4. Kerangka operasional penelitian tahap ke-1 dan 3

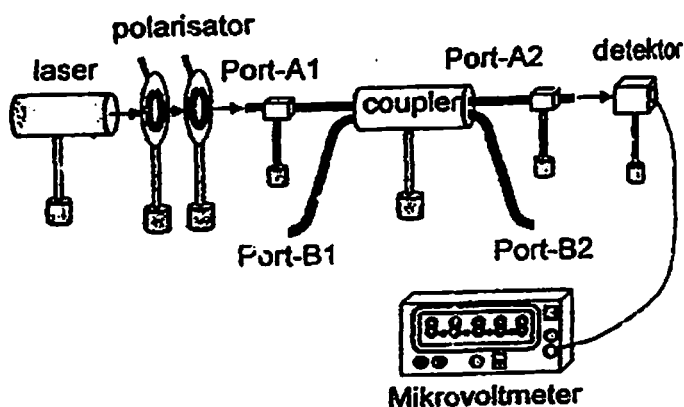
Yang perlu diperhatikan pada tahap penelitian 1 dan 3 adalah desain matriks referensi dan transformasi Fourier untuk sampel gigi manusia sesuai dengan karakteristik input file (*image*) yang dihasilkan sistem perekaman digital dengan dan tanpa fiber optik. Karakteristik dasar dari *image* maya dan nyata telah diketahui dari karakteristik intensitas yang dihasilkan di tahun pertama, akan digunakan untuk membangun sistem digital pada tahun kedua ini. Sebelum digunakan ke dalam sistem maka fiber optik yang akan digunakan sebagai *directional coupler* perlu dikarakterisasi terlebih dahulu. Jika *directional coupler* yang sudah dikarakterisasi ini bisa digunakan sebagai pengganti *beam splitter* pada proses perekaman secara konvensional maka langkah selanjutnya melakukan perekaman secara digital

yaitu dengan menggunakan *directional coupler* dan mengganti plat film dengan sensor CCD (Samian, 2008). Adapun set up peralatan untuk tahap keempat disajikan pada Gambar 4.6. dan 4.7.

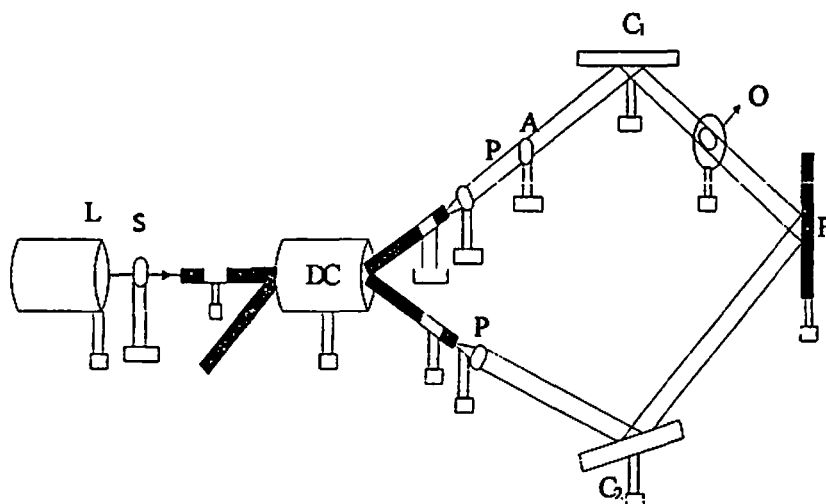


Gambar 4.5. Kerangka operasional tahap kedua dan kelima

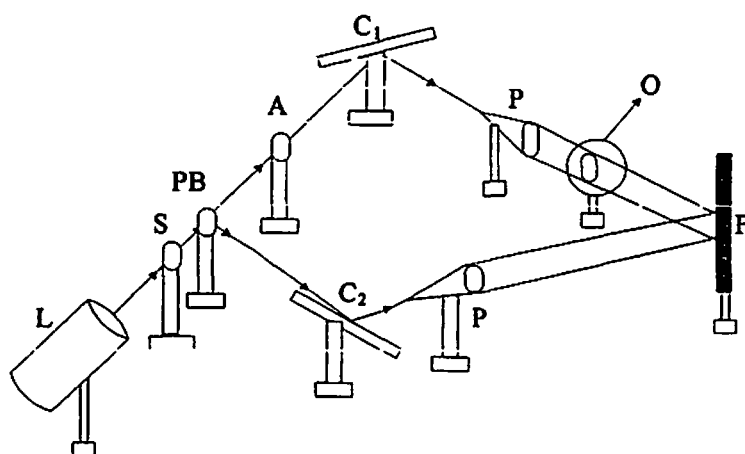
Tahapan keempat dan kelima penelitian dapat diselesaikan melalui prosedur pada Gambar 4.6. yaitu karakterisasi *directional coupler* (Samian, 2008), Gambar 4.7 : set-up alat proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan *directional coupler*, serta Gambar 4.8 : Set-up alat proses perekaman secara konvensional (Apsari dkk, 2008)



Gambar 4.6. Set-up alat karakterisasi *directional coupler* (Samian, 2008)

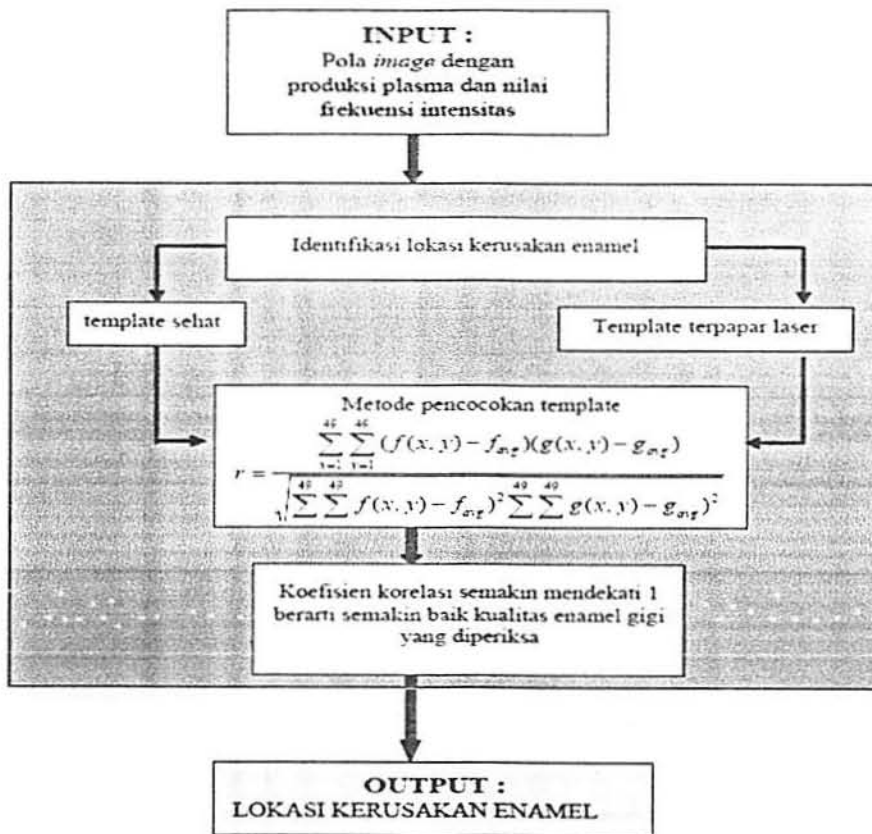


Gambar 4.7. Set-up alat proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan *directional coupler*



Gambar 4.8. Set-up alat proses perekaman secara konvensional (Apsari dkk, 2008)

Penelitian tahap keenam dilakukan dengan membandingkan *image* hasil penelitian dengan hasil penelitian metode *template matching* yang dilakukan di Lab. Laser Departemen Fisika Fakultas Science Universiti Teknologi Malaysia. Tidak dilakukan perbandingan hasil dengan radiografi gigi berbasis sinar-X karena sumber radiasi yang digunakan berbeda. Perbandingan yang dilakukan menggunakan metode *template matching* dengan sumber radiasi adalah laser Nd:YAG. Karena sumber yang digunakan sama-sama laser maka membandingkan keduanya diasumsikan mendekati kesesuaian. Adapun prosedurnya tersaji pada Gambar 4.9.



Gambar 4.9. Bentuk *flowchart* metode pencocokan *template*

BAB V

HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1. Hasil Penelitian

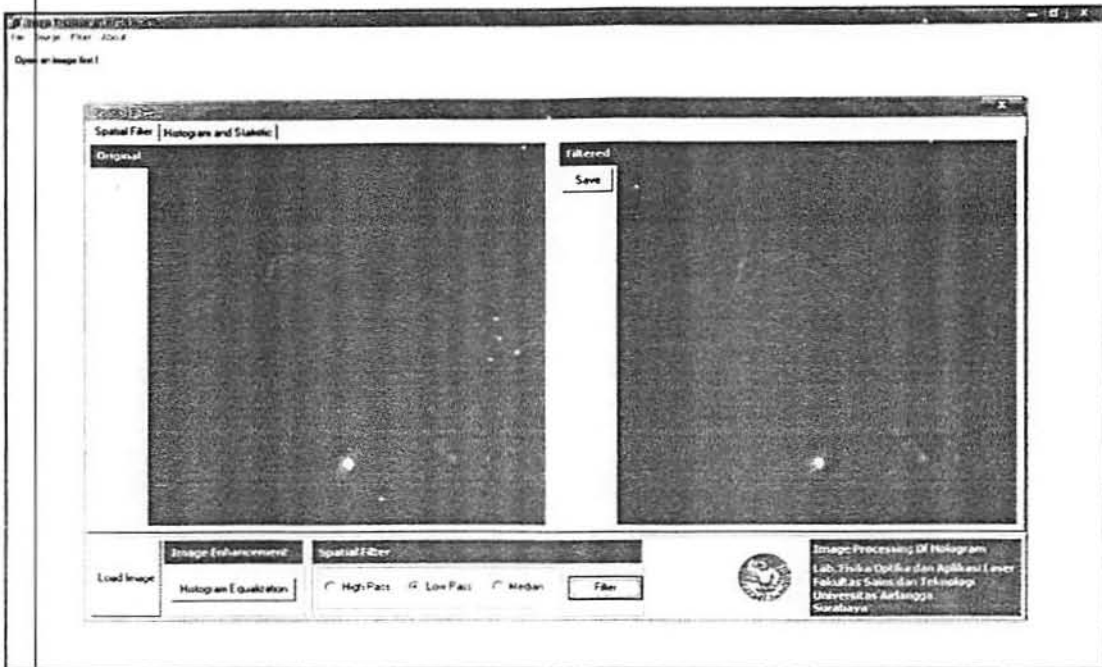
Pada saat dilakukan rekonstruksi holografi yaitu penyinaran kembali hologram dengan berkas acuan, akan terbentuk dua bayangan, yaitu bayangan nyata dan bayangan maya. Bayangan nyata yaitu bayangan yang tampak di layar yang berupa rumbai, sedangkan bayangan maya yaitu bayangan tiga dimensi gigi yang terekam pada saat perekaman dan bayangannya terletak di belakang plat film hologram. Bayangan maya yang tampak kemudian ditangkap menggunakan sensor kamera digital merek Canon A640 resolusi 10.0 Megapiksel dan Canon A580 resolusi 8.0 Megapiksel.

Pada penelitian ini pengambilan gambar bayangan hasil rekonstruksi hologram untuk citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dilakukan pada sudut 80° dan 90° , sedangkan pengambilan gambar bayangan untuk citra morfologi gigi *premolar* pertama atas diambil pada sudut 60° , 70° , 80° , dan 90° . Hal ini karena hanya pada sudut-sudut tersebut bayangan gigi dapat ditangkap oleh sensor. Adapun hasil rekonstruksi tersebut kemudian diolah menggunakan program *Image Processing of Hologram* yang telah dibangun dengan bahasa pemrograman Borland Delphi 7.0.

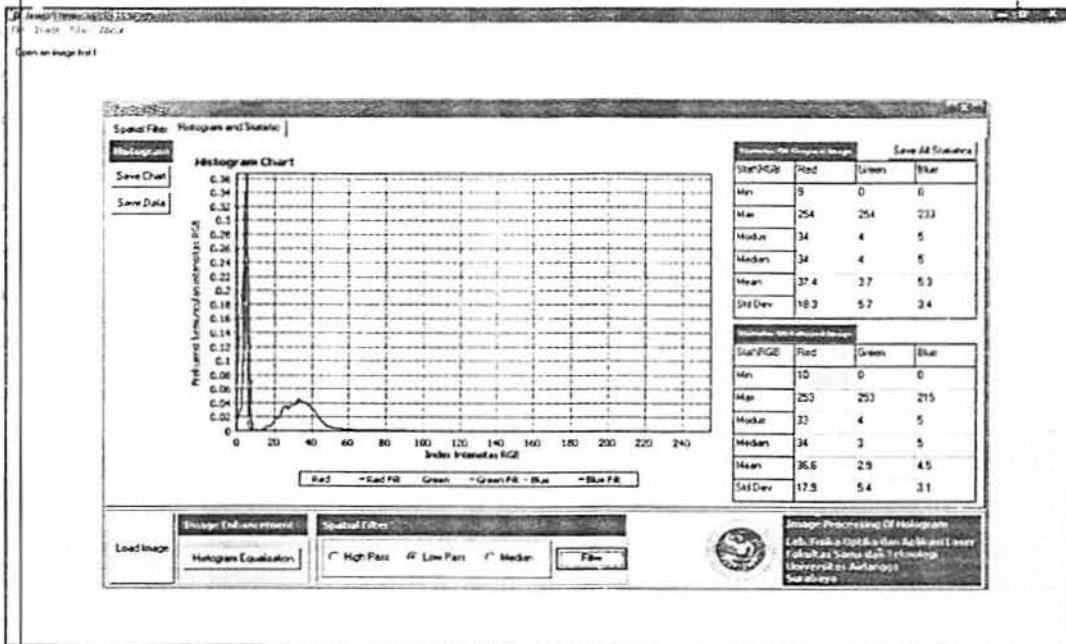
Hasil penelitian ini diuraikan sebagai berikut:

5.1.1. Hasil tampilan program pengolahan citra digital dengan metode filter spasial

Hasil tampilan yang didapatkan pada pengolahan citra digital dengan metode filter spasial disajikan pada Gambar 5.1 dan Gambar 5.2.



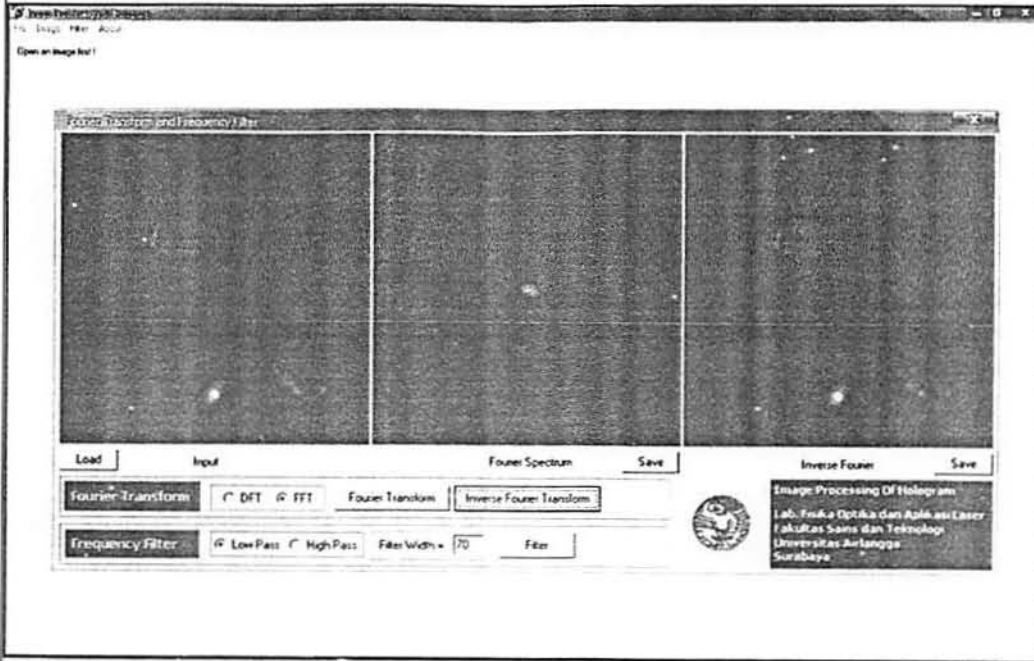
Gambar 5.1. Tampilan program pengolahan citra digital untuk filter spasial



Gambar 5.2. Tampilan program pengolahan citra digital untuk histogram

5.1.2. Hasil tampilan program pengolahan citra digital dengan metode filter frekuensi

Hasil tampilan program pengolahan citra digital dengan metode filter frekuensi adalah:

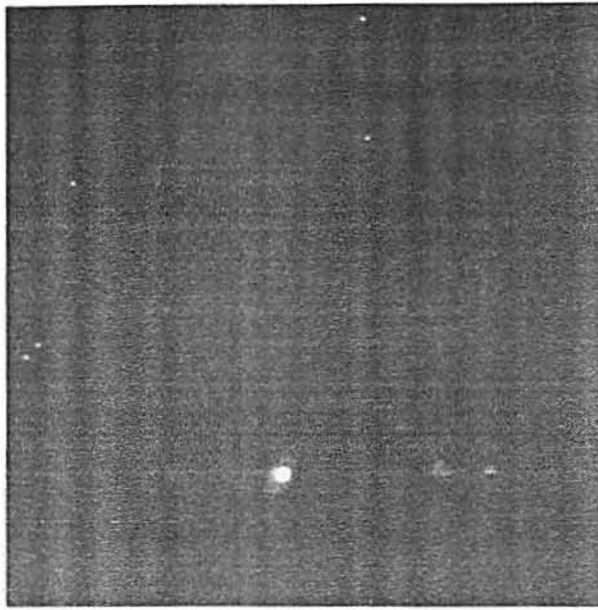


Gambar 5.3. Tampilan program pengolahan citra digital untuk filter frekuensi

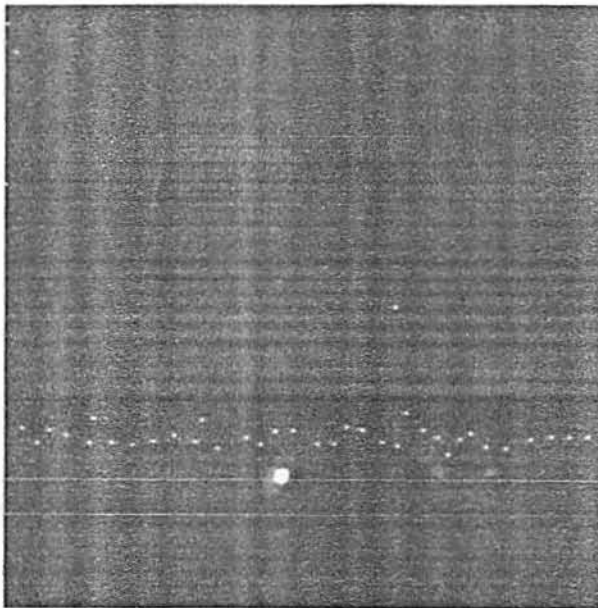
5.1.2. Hasil kualitas dan profil citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram sesudah difilter dibandingkan dengan sebelum dilakukan pemfilteran

Hasil kualitas dan profil citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram sebelum dan sesudah

difilter disajikan pada Gambar 5.4 sampai Gambar 5.11.



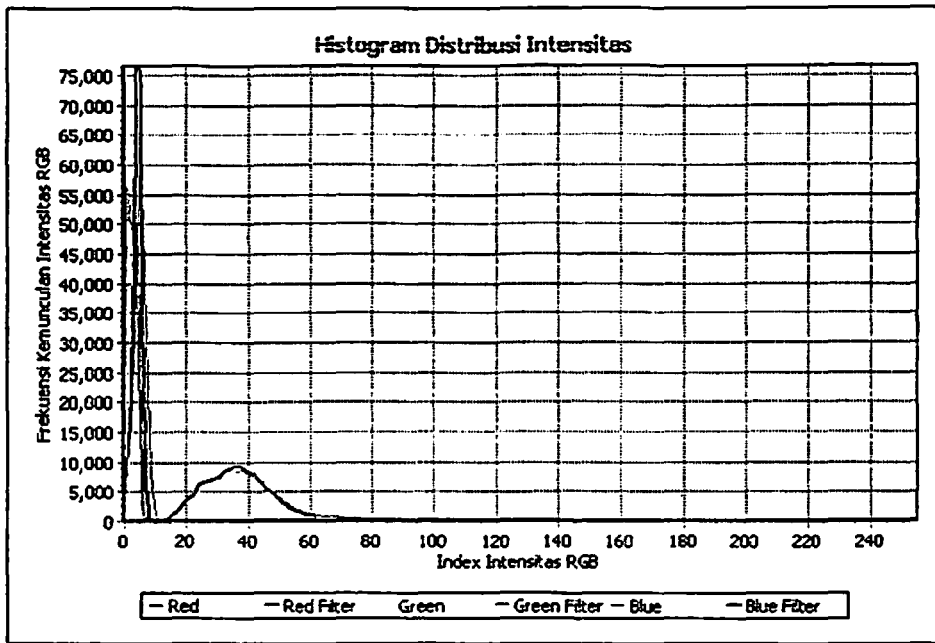
(a)



(b)

Gambar 5.4. Kualitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan dari proses rekonstruksi hologram dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 90° (a) sebelum difilter, dan (b) sesudah difilter dengan filter *low pass*

Kualitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas sebelum dan sesudah difilter dengan filter *low pass* yang disajikan pada Gambar 5.4, jika diprofilkan tampak seperti pada Gambar 5.5.

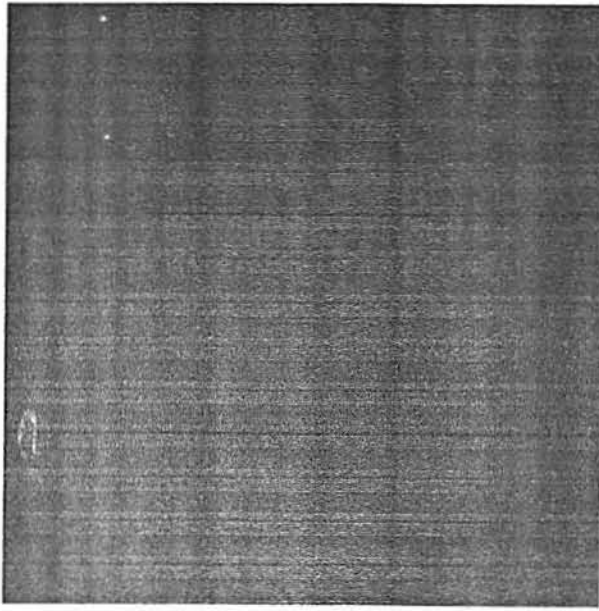


Gambar 5.5. Profil citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan dari proses rekonstruksi hologram dengan kamera resolusi 10.0 MP pada sudut 90° sebelum dan sesudah difilter dengan filter *low pass*

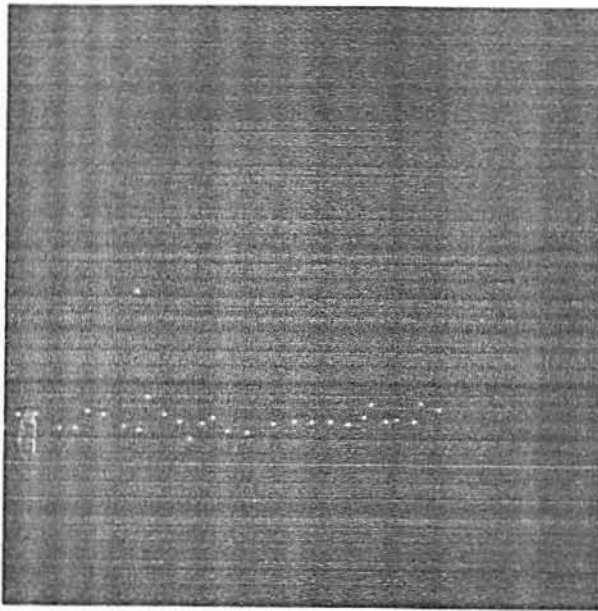
Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.5 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas sebelum pemanasan pada sudut 90° disajikan pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan pada sudut 90° sebelum dan sesudah difilter dengan filter *low pass*

Statistik	Intensitas Sebelum Difilter			Intensitas Sesudah Difilter (filter <i>low pass</i>)		
	R	G	B	R	G	B
Modus	34	3	5	36	1	4
Median	38	3	5	37	2	1
Mean	41.1	3.4	5	40.3	2.6	4.2



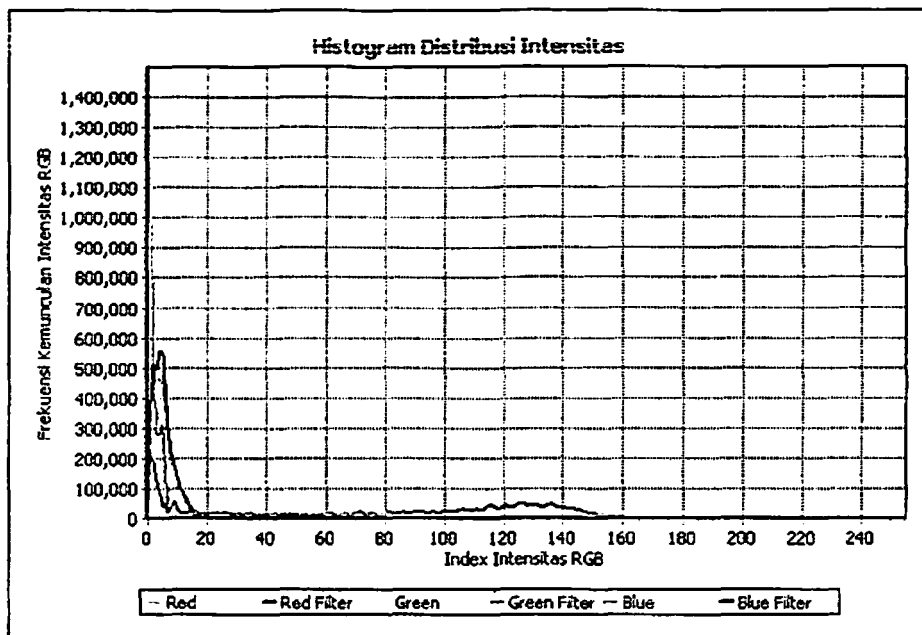
(a)



(b)

Gambar 5.6. Kualitas citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dari proses rekonstruksi hologram hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 70° (a) sebelum difilter, dan (b) sesudah difilter dengan filter median

Kualitas citra morfologi gigi *premolar* pertama atas sebelum dan sesudah difilter dengan filter median seperti pada Gambar 5.6 jika diprofilkan tampak seperti pada Gambar 5.7.

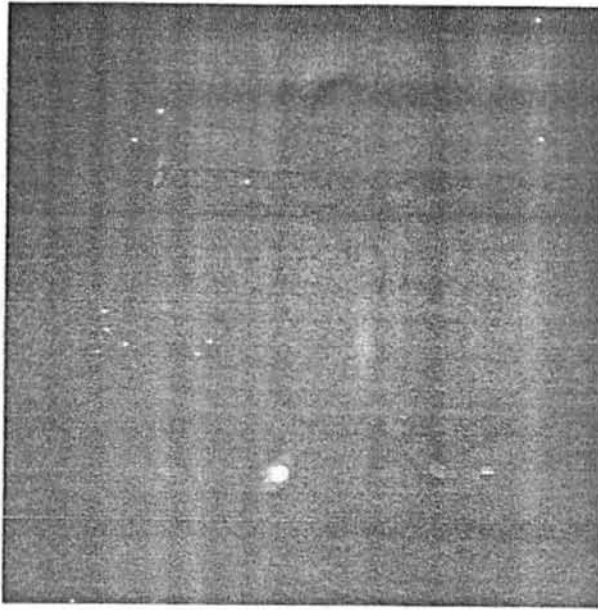


Gambar 5.7. Profil citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dari proses rekonstruksi hoiogram hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 70° sebelum dan sesudah difilter dengan filter median

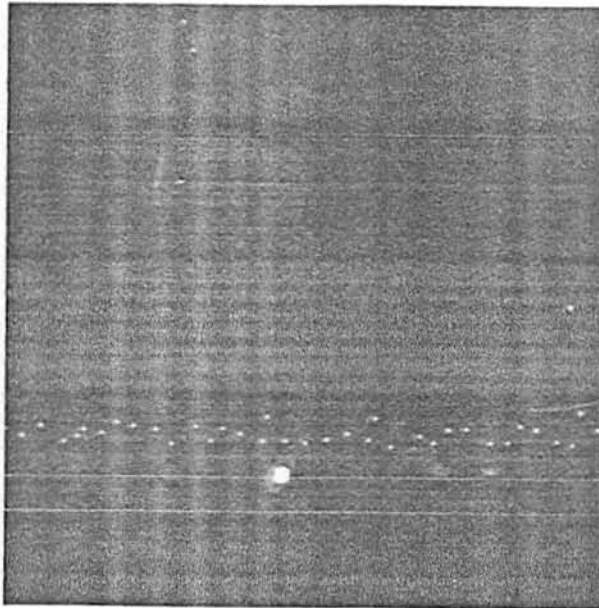
Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.7 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 70° disajikan pada Tabel 5.2.

Tabel 5.2. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 70° sebelum dan sesudah difilter dengan filter median

Statistik	Intensitas Sebelum Difilter			Intensitas Sesudah Difilter (filter median)		
	R	G	B	R	G	B
Modus	1	0	2	1	0	4
Median	87	1	4	88	1	5
Mean	75.9	2.1	5.3	75.8	1.7	5.1



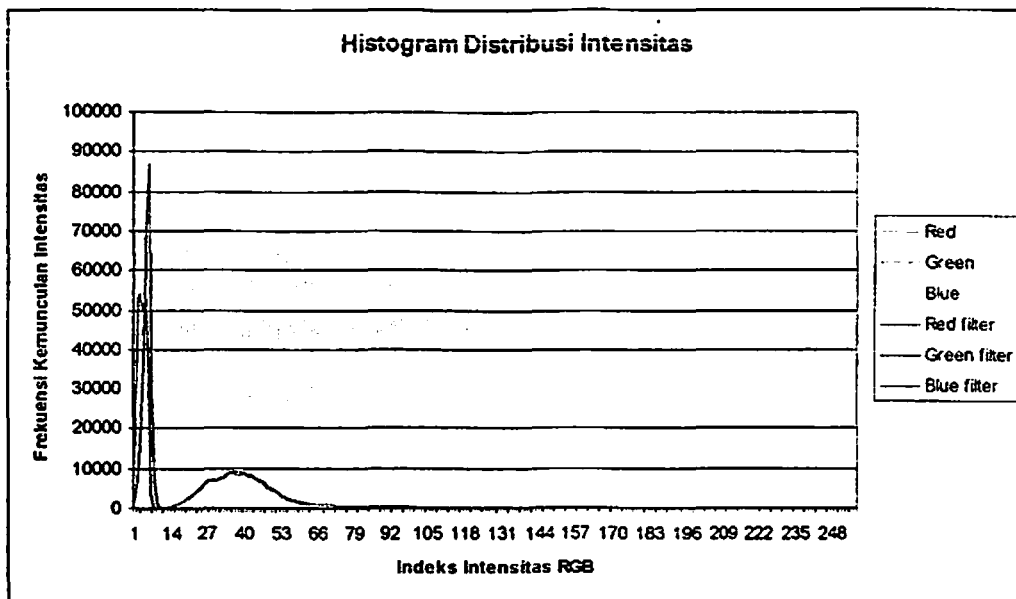
(a)



(b)

Gambar 5.8. Kualitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan dari proses rekonstruksi hologram dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 90° (a) sebelum difilter, dan (b) sesudah difilter dengan filter *low pass frequency filtering* pada radius filter 70 piksel

Kualitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* seperti pada Gambar 5.8 jika diprofilkan tampak seperti pada Gambar 5.9.

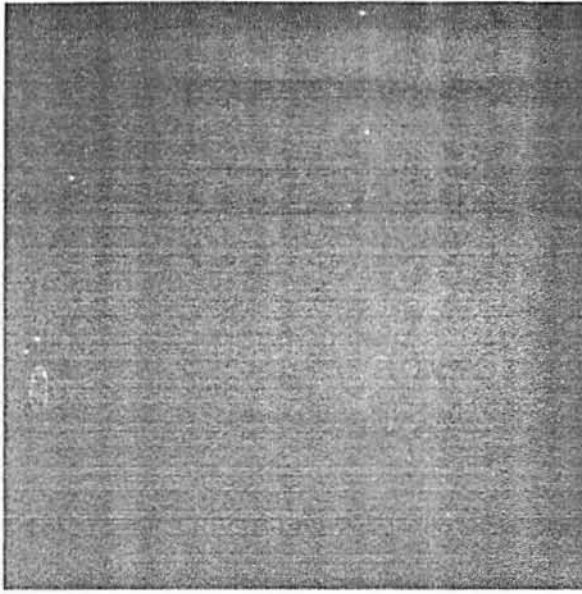


Gambar 5.9. Profil citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan dari proses rekonstruksi hologram dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 90° sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* pada radius filter 70 piksel

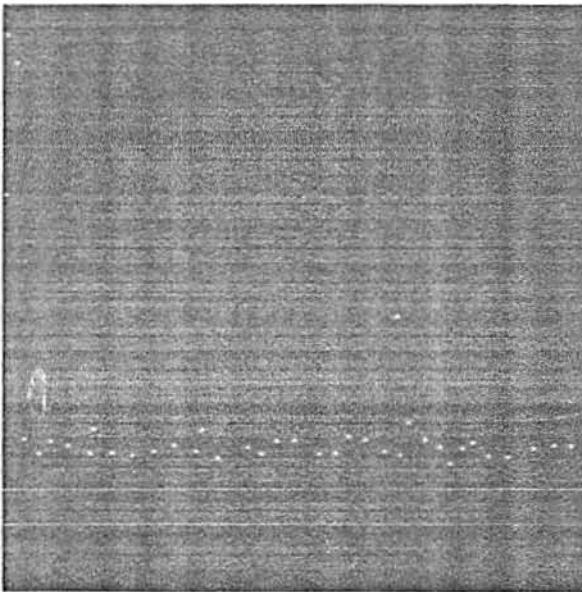
Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.9 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas sebelum pemanasan pada sudut 90° disajikan pada Tabel 5.3.

Tabel 5.3. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan pada sudut 90° sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* (radius = 70 piksel)

Statistik	Intensitas Sebelum Difilter			Intensitas Sesudah Difilter (<i>low pass frequency f.</i>)		
	R	G	B	R	G	B
Modus	34	3	5	36	2	5
Median	38	3	5	37	3	5
Mean	41.1	3.4	5	40.6	2.9	4.5



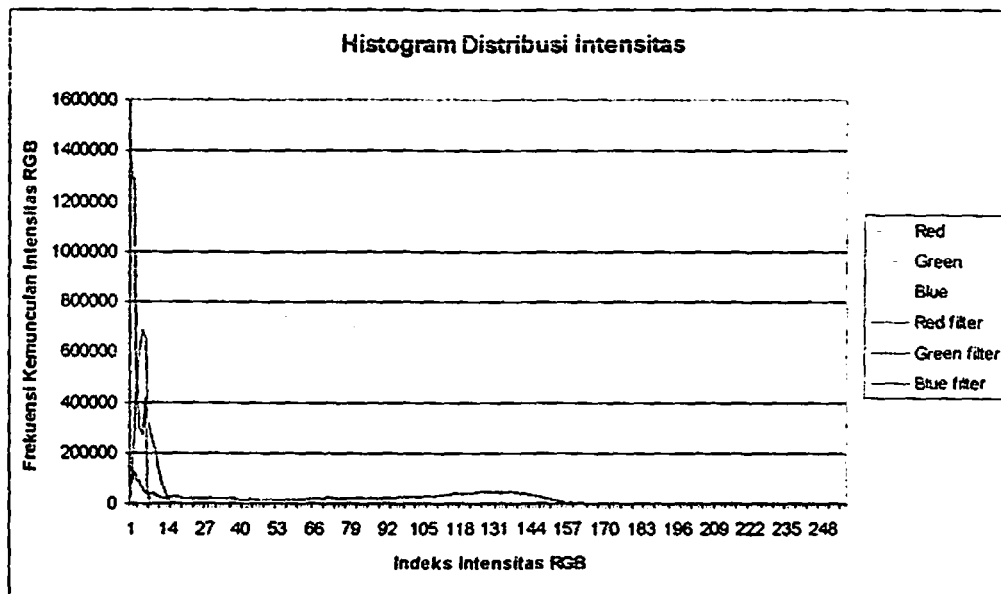
(a)



(b)

Gambar 5.10. Kualitas citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dari proses rekonstruksi hologram hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 80° (a) sebelum difilter, dan (b) sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* pada radius filter 150 piksel

Kualitas citra morfologi gigi *premolar* pertama atas sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* seperti pada Gambar 5.10 jika diprofilkan tampak seperti pada Gambar 5.11.



Gambar 5.11. Profil citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dari proses rekonstruksi hologram hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 80° sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* pada radius filter 150 piksel

Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.11 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 80° disajikan pada Tabel 5.4.

Tabel 5.4. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 80° sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* (radius = 150 piksel)

Statistik	Intensitas Sebelum Difilter			Intensitas Sesudah Difilter (<i>low pass frequency f.</i>)		
	R	G	B	R	G	B
Modus	1	0	4	1	0	4
Median	89	1	5	88	1	5
Mean	79.3	2.1	5.5	78.8	1.6	5

Adapun hasil penelitian secara lengkap disajikan pada Lampiran 1.

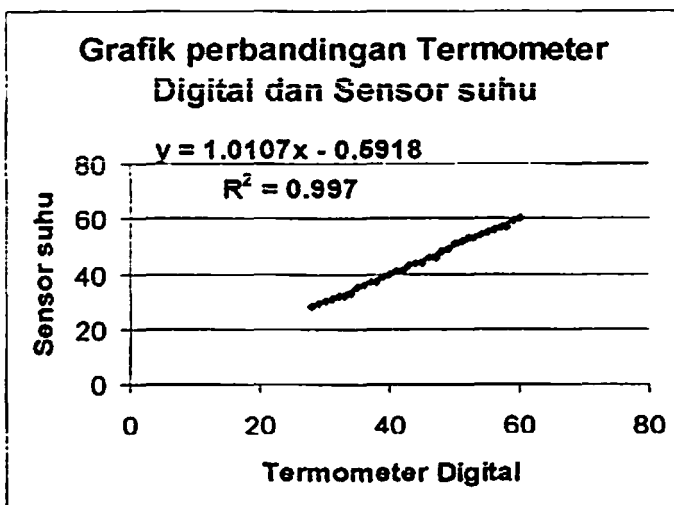
5.1.3. Pembuatan *Interfacing* Berbasis Mikrokontroler Untuk Deteksi Deformasi Suhu

Berikut ditampilkan data kalibrasi suhu menggunakan sensor dengan termometer digital beserta waktu tenggatnya atau delay (Δt). Gambar desain interfacing disajikan pada Lampiran 4. Didapatkan data berupa nilai suhu yang ditangkap oleh sensor suhu DS1620 dan termometer digital sebagai kalibrasinya. Dengan (Δt) adalah waktu *delay* atau waktu tenggat antara sensor suhu dengan kalibrasinya. Besarnya nilai suhu yang tertangkap oleh sensor dan waktu tenggatnya ditunjukkan pada Tabel 5.5. Berdasarkan data Tabel 5.5, maka nilai penyimpangan adalah:

$$x_{error} = \frac{\sum error}{\sum data} = 0,3\% \quad \dots\dots\dots(1)$$

Sedangkan tingkat kinerja sensor adalah sebesar = 100% - 0,3% = 99,7

Data berikutnya adalah data kalibrasi jumlah rumbai antara metode konvensional dan metode real time yang dibangun pada penelitian, ditunjukkan pada Gambar 5.12.



Gambar 5.12. Grafik perbandingan antara sensorsuhu dengan termometer digital

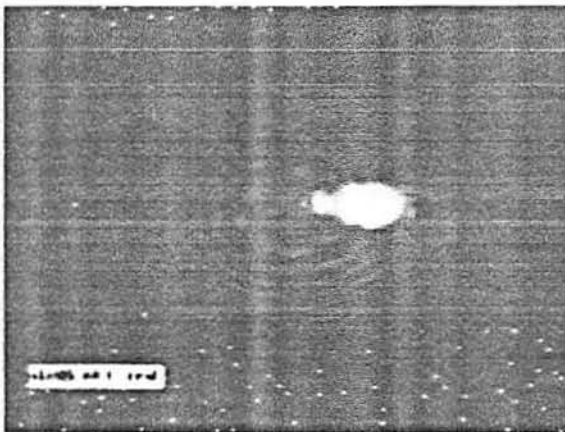
Tabel 5.5. Data kalibrasi Sensor Suhu beserta waktu tenggatnya atau delay (Δt).

No	Termometer Digital ($^{\circ}\text{C}$)	Rangkaian sensor suhu ($^{\circ}\text{C}$)	Penyimpangan (%)	Δt (Sekon)
1	28	28	0	2.250
2	29	29	0	0.190
3	30	30	0	1.521
4	31	31	0	2.326
5	32	32	0	2.101
6	33	32	1	2.045
7	34	33	1	1.745
8	35	35	0	1.469
9	36	36	0	2.769
10	37	37	0	2.490
11	38	37	1	1.190
12	39	39	0	2.318
13	40	40	0	1.427
14	41	41	0	1.649
15	42	41	1	1.307
16	43	43	0	2.336
17	44	44	0	1.335
18	45	44	1	2.304
19	46	46	0	1.107
20	47	46	1	2.203
21	48	48	0	1.767
22	49	49	0	0.491

23	50	51	1	2.122
24	51	52	1	0.454
25	52	53	1	2.123
26	53	53	0	1.127
27	54	54	0	1.943
28	55	55	0	2.658
29	56	56	0	1.159
30	57	57	0	2.376
31	58	57	1	3.161
32	59	59	0	2.874
33	60	60	0	1.504

Dari Tabel 5.5. didapatkan rata-rata waktu *delay* adalah (1.8 ± 0.7) sekon

Tahap selanjutnya, kalibrasi jumlah rumbai dengan menggunakan dua metode yaitu metode konvensional (tanpa rangkaian mikrokontroler) dan metode real time (dengan rangkaian mikrokontroler) dengan interval pemanasan 5°C , disajikan pada Tabel 5.6. Contoh rumbai yang dihasilkan dari sistem realtime pada suhu 60°C disajikan pada Gambar 5.13.



Gambar 5.13. Rumbai hasil sistem realtime untuk suhu pemanasan 60°C

Tabel 5.5. Karakterisasi Jumlah rumbai antara metode konvensional dan *real time*

Suhu ($^{\circ}$ C)	Sampel resin composite Konvensional	Sampel resin composite <i>Real Time</i>
30	14	14
35	14	13
40	10	10
45	11	10
50	10	11
55	9	9
60	9	9

Dari kinerja yang sudah dibicarakan di depan, dapat disimpulkan bahwa interferometri Michelson *realtime* dapat digunakan sebagai kandidat alat karakterisasi material resin *composite* akibat deformasi suhu.

5.1.4. Desain Sistem Holografi Digital Berbasis Fiber Optik

Hasil karakterisasi *directional coupler* disajikan pada Tabel 5.6.

Tabel 5.6. Hasil karakterisasi *directional coupler*

Input	Le (dB)	Directivity (dB)	CR	Toleransi CR (%)	Ct
A1	1.1610123	27.1069	0.152546	17.47785	27.1069
A2	1.684175	29.25683	0.225947	17.76239	29.25683
B1	0.875452	26.93393	0.166733	16.27734	26.93393
B2	0.874385	28.10047	0.207979	15.35482	28.10047

Karakterisasi *directional coupler* hasil fabrikasi memperlihatkan nilai *insertion loss* (Lins), *excess loss* (Le), *directivity*, *coupling ratio* (CR), *crosstalk* (Ct) yang tidak sama untuk tiap port masukan, tetapi perbedaan nilainya tidak terlalu besar, yaitu antara 0.019678-1.407298. Dari nilai CR dapat diketahui besar proporsi dari daya input yang muncul pada masing-masing port luaran. Karena nilai CR memenuhi kriteria standarisasi *directional coupler* seperti yang terlihat pada Tabel 5.6 yaitu antara 0.152546-0.225947, maka *directional coupler* tersebut dapat digunakan untuk proses perekaman holografi. Pada penelitian ini *directional coupler* berfungsi sebagai *beam splitter* pada saat proses perekaman.

Gambar dari hasil penelitian (proses perekaman dan rekonstruksi) difoto dengan menggunakan kamera digital Canon A640 10 Mega piksel dan Canon 8.0 Mega piksel. Pengambilan gambar dilakukan dengan memposisikan kamera digital pada bagian belakang dari hologram. Gambar yang dihasilkan adalah bayangan maya 3 dimensi gigidari hasil rekonstruksi hologram. Hasil pemotretan dari proses rekonstruksi hologram menggunakan kamera digital dengan resolusi 8.0 Mega piksel untuk perekaman dengan *directional coupler* ditunjukkan pada Gambar 5.14 dan untuk perekaman dengan *beam splitter* pada Gambar 5.15. Sedangkan hasil pemotretan dengan menggunakan kamera digital dengan resolusi 10 Mega piksel ditunjukkan pada pada Gambar 5.14 untuk perekaman dengan *directional coupler* dan untuk perekaman dengan *beam splitter* pada Gambar 5.15. Dimana bayangan tersebut dapat diamati pada sudut 70°, 80°, dan 90° untuk hasil perekaman dengan menggunakan *directional coupler* dan pada sudut 60°, 70°, 80°, dan 90° untuk hasil perekaman dengan menggunakan *beam splitter*. Hasil perekaman dengan menggunakan *directional coupler* maupun perekaman dengan menggunakan *beam splitter* pada sudut 80° dan 90° gambar morfologi gigi dapat dilihat paling jelas.

Hasil rekonstruksi citra menggunakan kamera Canon A640 dengan resolusi 10 Mega Pixel lebih bagus dibandingkan dengan kamera Canon 8 MP. Hal ini sesuai dengan penelitian Apsari dkk (2008)