

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

HOLOGRAPHY

LAPORAN PENELITIAN HIBAH BERSAING
TAHUN ANGGARAN 2010
(TAHUN KEDUA)



FK
FKC
LP 133 / 11
Aps
P

MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA

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)

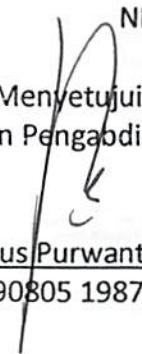
Mengetahui,
Dekan FST Unair


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 otomatis 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*.

(Diblayai 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 temporal 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.

1911
1912
1913
1914
1915
1916
1917
1918
1919
1920
1921
1922
1923
1924
1925
1926
1927
1928
1929
1930
1931
1932
1933
1934
1935
1936
1937
1938
1939
1940
1941
1942
1943
1944
1945
1946
1947
1948
1949
1950
1951
1952
1953
1954
1955
1956
1957
1958
1959
1960
1961
1962
1963
1964
1965
1966
1967
1968
1969
1970
1971
1972
1973
1974
1975
1976
1977
1978
1979
1980
1981
1982
1983
1984
1985
1986
1987
1988
1989
1990
1991
1992
1993
1994
1995
1996
1997
1998
1999
2000
2001
2002
2003
2004
2005
2006
2007
2008
2009
2010
2011
2012
2013
2014
2015
2016
2017
2018
2019
2020
2021
2022
2023
2024
2025

DAFTAR ISI

M I L I T K
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
S U R A B A Y A

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 konvolusi 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 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.

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 mikrokontoler. 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.

AYAGARU :

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 problematika 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 : otomatisasi 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 dirumuskan 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 dokumentasi 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.

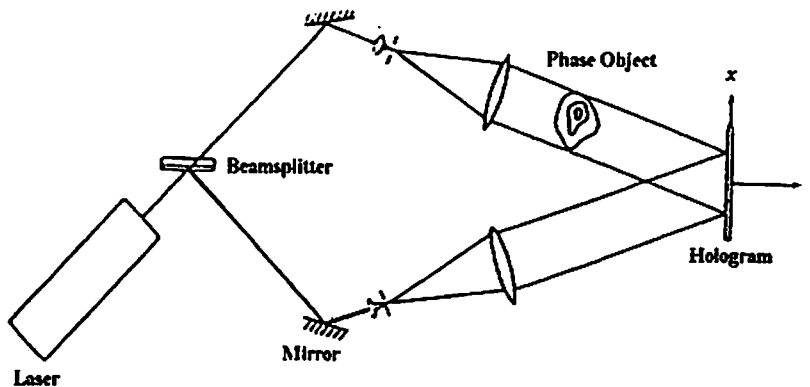
BAB III

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:

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

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

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

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:

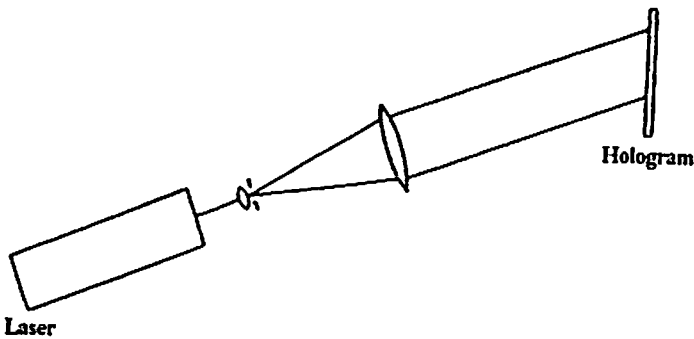
$$U_f = U_o + U_r \dots\dots\dots (3.3)$$

sehingga besar intensitas yang terekam oleh film tersebut adalah:

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

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:

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

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

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.

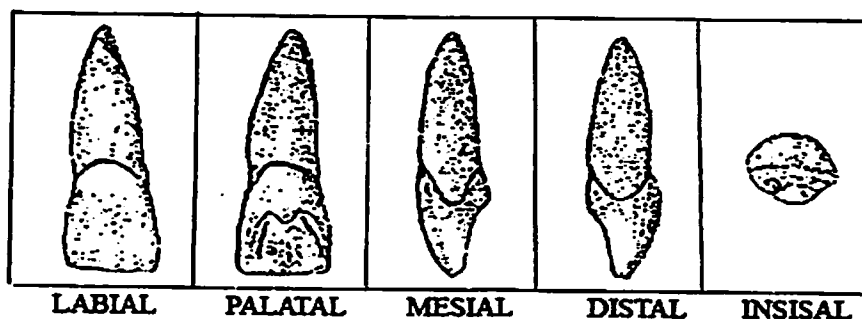
Berhasil tidaknya perolehan informasi dari sistem holografi ditentukan oleh kualitas citra obyek yang dihasilkan oleh hologram. Informasi akan sulit diperoleh dari citra obyek yang berkualitas jelek.

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

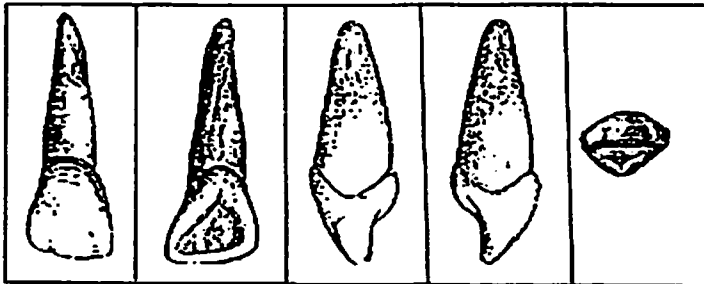
Gigi *insisivus* pertama atas adalah gigi ke satu di rahang atas, yang terletak di kiri kanan dari garis tengah/median. Bentuk *koronanya* seperti sekop. Panjangnya sama atau lebih besar daripada gigi depan lainnya, kecuali gigi kaninus bawah. Akarnya tumbuh baik, tebal dan *apeksnya* bundar.



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 terdefiniskan.

Suatu citra harus dapat direpresentasikan secara numerik untuk dapat diolah dengan komputer digital. Representasi citra dari fungsi kontinyu 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 kontinyu $f(x,y)$ 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.

LIBRARY OF THE
UNIVERSITY OF TORONTO
128 SPADINA AVENUE
TORONTO, ONTARIO
M5S 1A5

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).

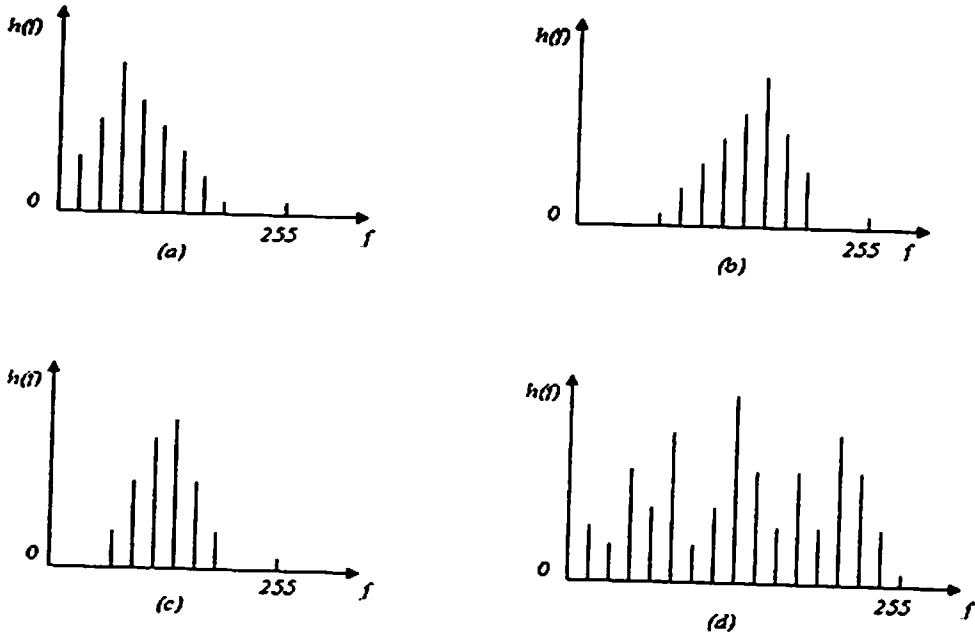
3.4. Pengolahan Citra Digital

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 piksel 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.

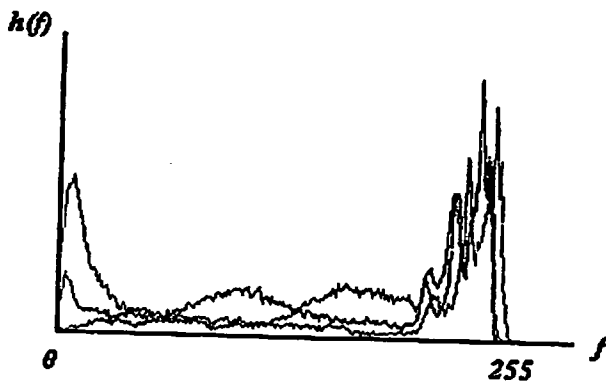


Gambar 3.6. Bentuk histogram untuk berbagai *sebaran tingkat keabuan* beserta tampilan citra.

- (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).

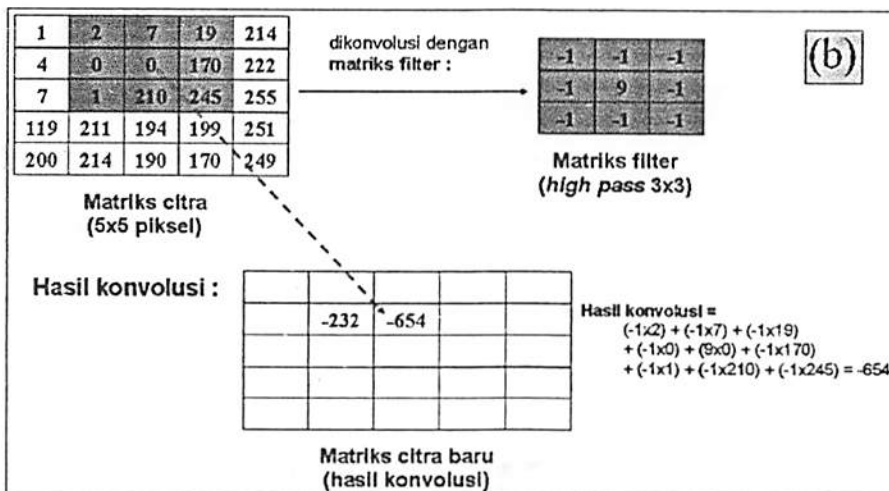
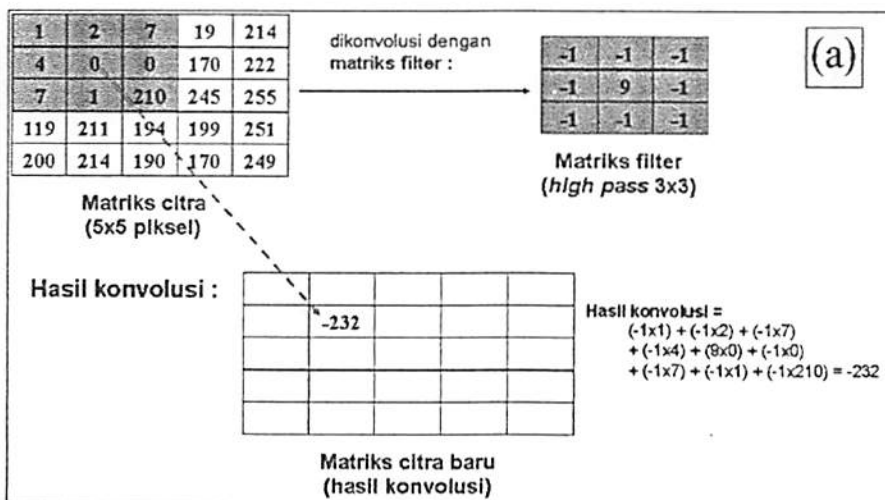
Perhitungan konvolusi pada matriks dapat dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut:

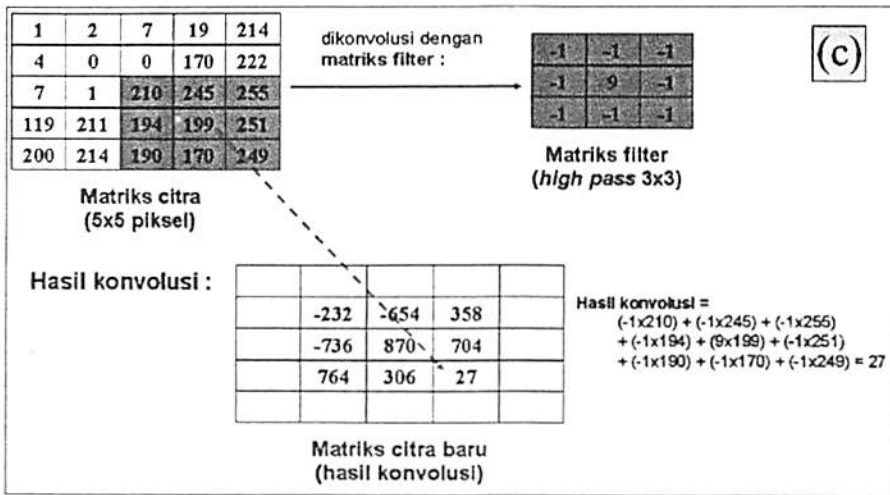
1. Menghitung konvolusi matriks filter dengan cuplikan matriks citra (cuplikan disesuaikan ukuran matriks filter, misalnya 3x3) sehingga didapatkan suatu hasil (misalnya a). Hasil a tersebut kemudian digantikan pada baris ke 2 kolom ke 2 pada cuplikan matriks citra, secara grafis digambarkan pada Gambar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

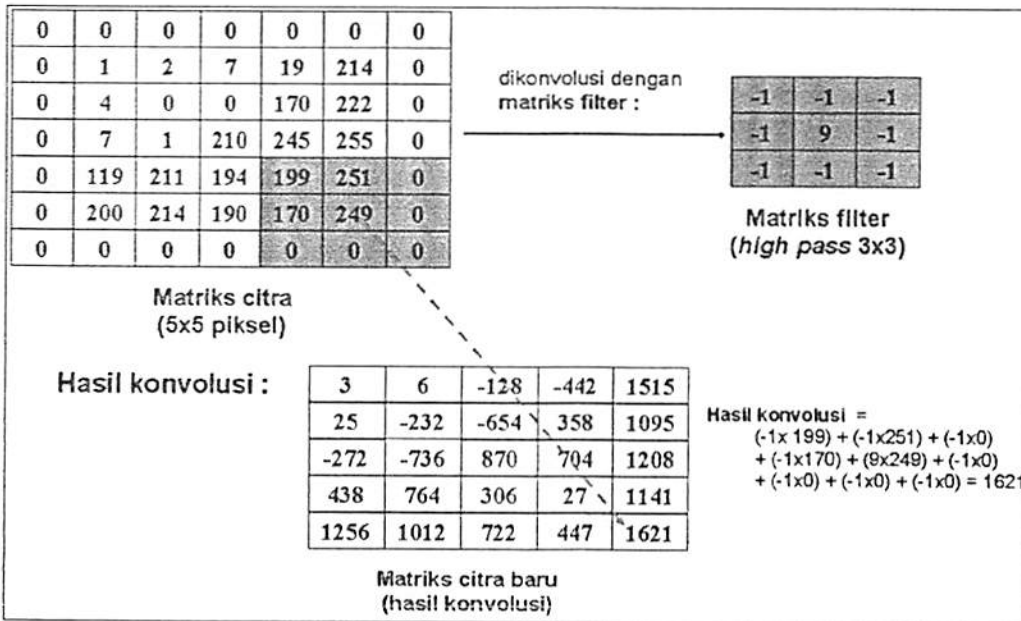
$$a < 0 \rightarrow a = 0 \quad \text{dan} \quad a > 255 \rightarrow a = 255$$

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

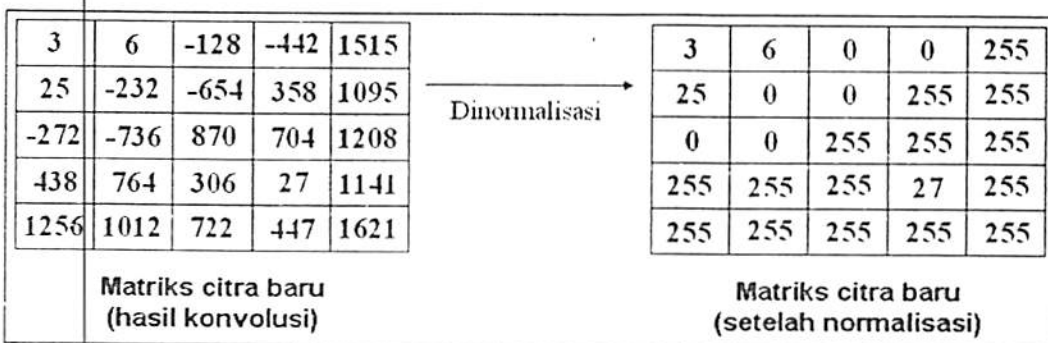




Gambar 3.8. Ilustrasi grafis proses konvolusi matriks citra 5x5 piksel dengan matriks filter *high pass* 3x3 (a) Contoh perhitungan konvolusi pada cuplikan matriks citra (b). Ilustrasi pergeseran matriks filter terhadap matriks citra (c). Hasil konvolusi pada piksel bagian tengah matriks citra



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.

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

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

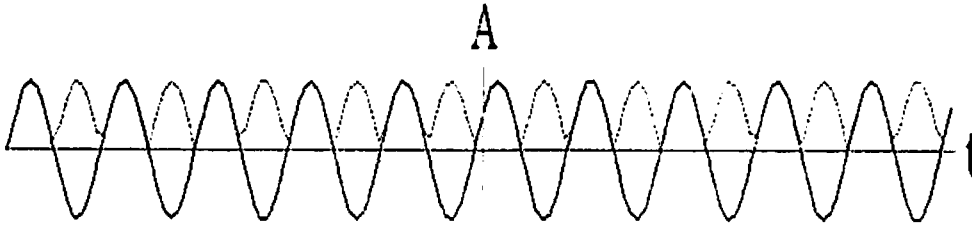
Filter median merupakan filter spasial yang digunakan untuk menghilangkan atau mengurangi *noise* citra dengan mengapromasikan nilai tingkat keabuan piksel dengan nilai tengah dari deret nilai tingkat keabuan piksel pada posisi tersebut dan piksel sekitarnya. Deret yang diambil nilai tengahnya disorting 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, 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

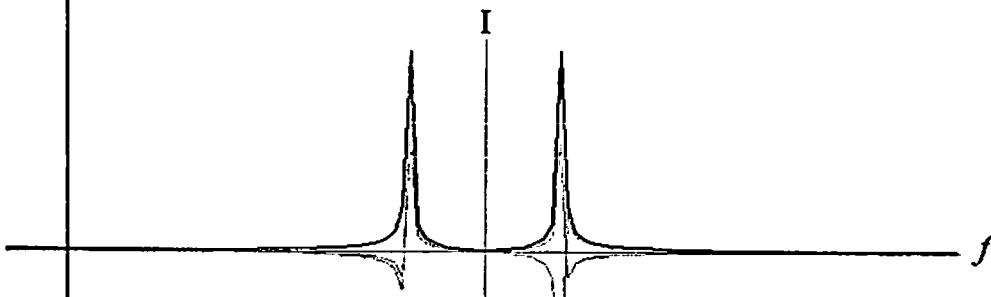
Sebuah sinyal gelombang sinus dalam fungsi waktu, jika diplot bentuknya menjadi seperti pada Gambar 3.11.



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:

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

$F(w)$ 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:

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

dan inversnya adalah:

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

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 :

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

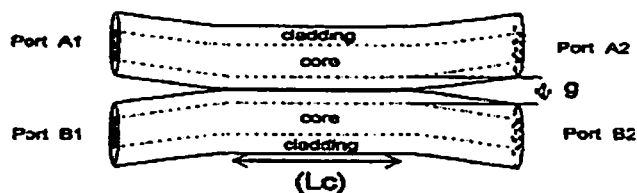
Dengan P_i adalah daya masukan dalam salur ke- i dan P_j adalah daya yang mengalir melalui salur keluaran ke- j . Dalam hal ini, maka P_j akan selalu lebih kecil dari P_i yang disebabkan oleh dua hal. Pertama disebabkan oleh pemisahan input daya (*splitting*) menjadi 2 keluaran melalui port-A2 dan port-B2. 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

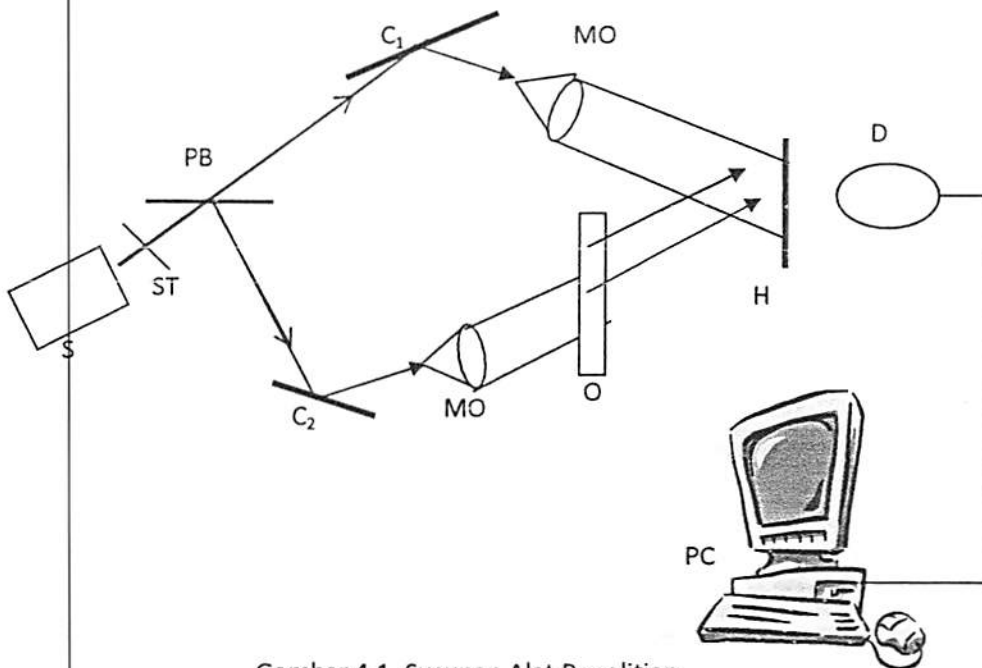
4.1. Tempat dan Waktu Penelitian

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.



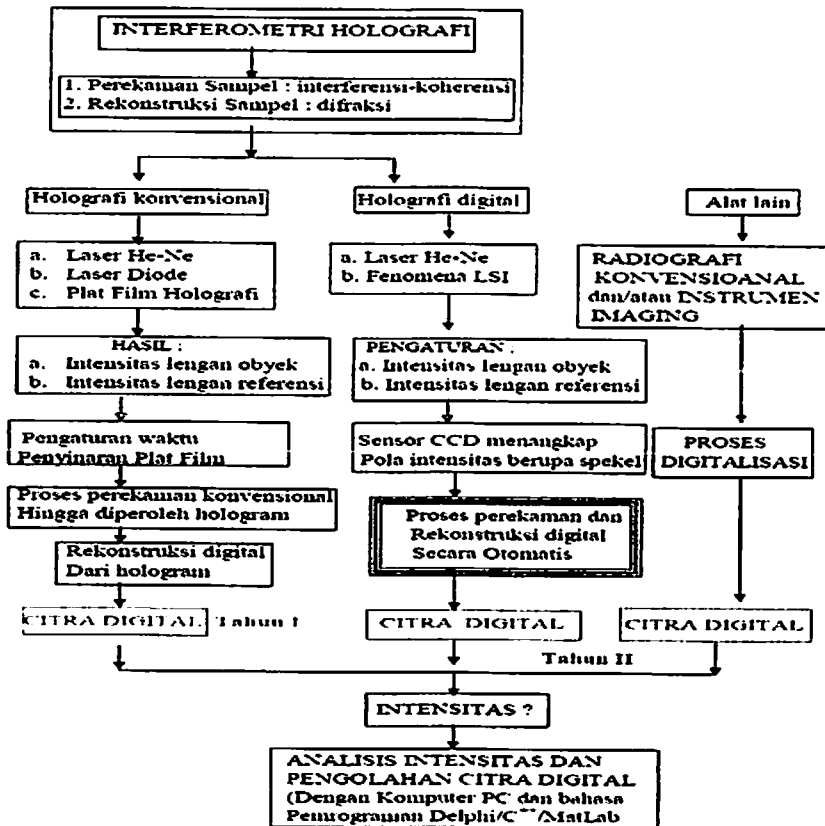
Gambar 4.1. Susunan Alat Penelitian

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

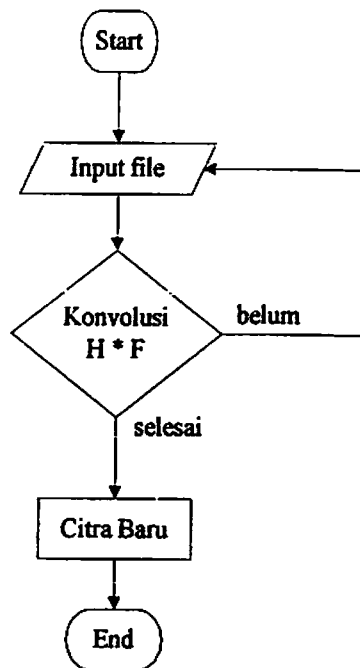


Gambar 2. Kerangka Operasional Penelitian

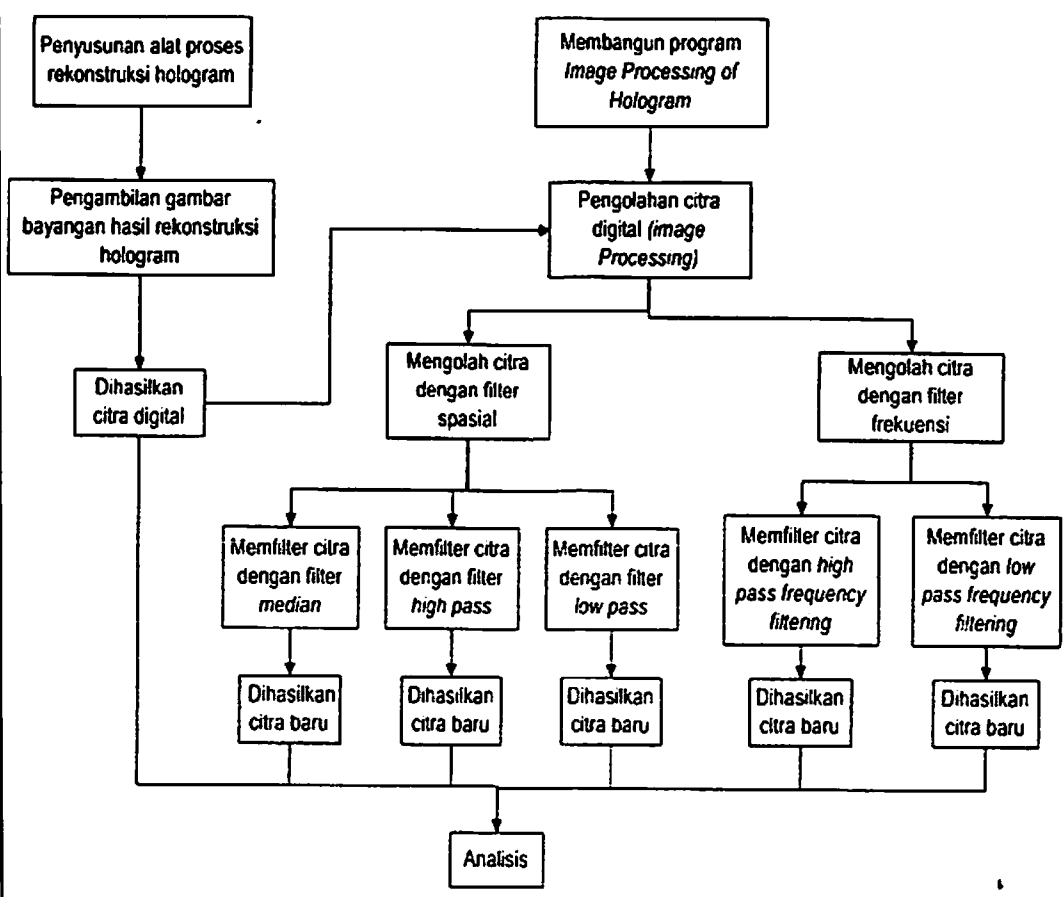
Tahapan penelitian yang dilakukan meliputi :

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.



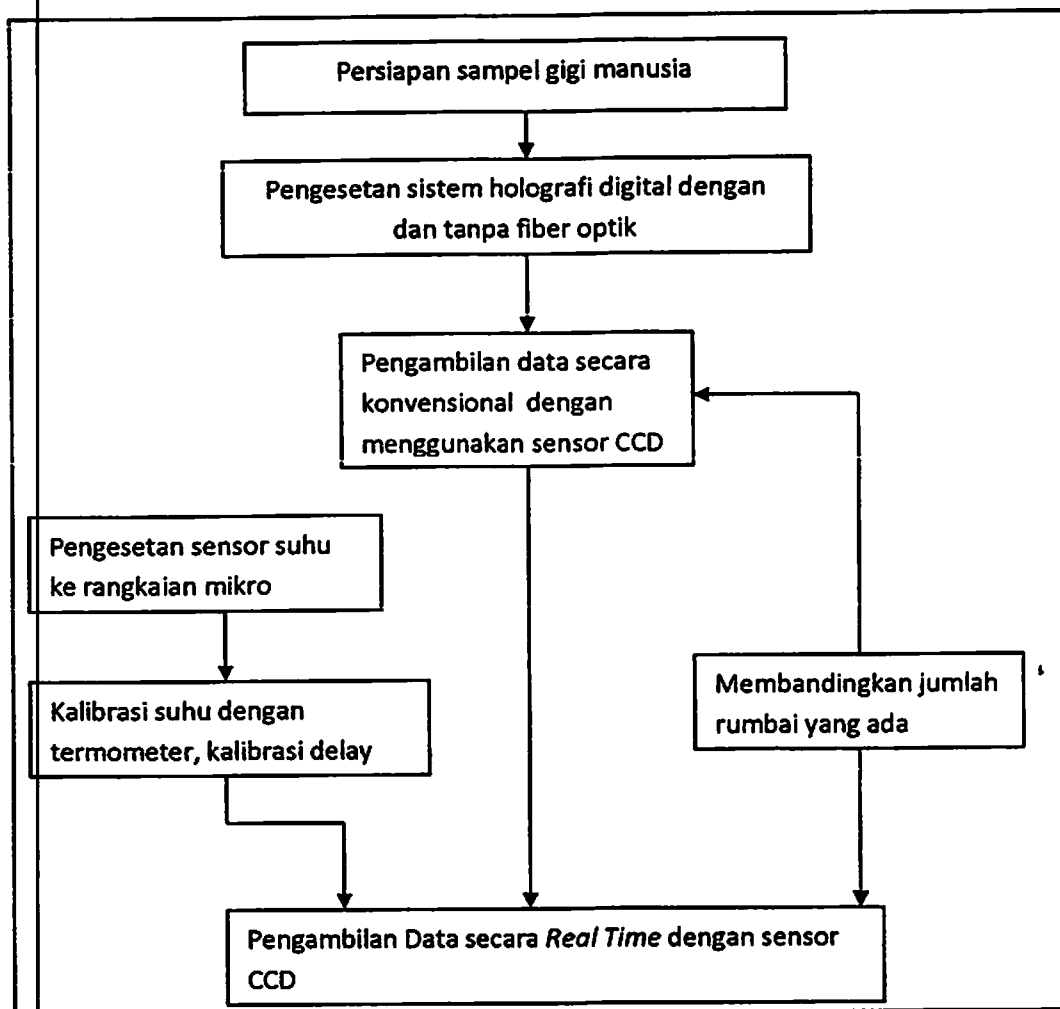
Gambar 4.3.. *Flowchart* Proses konvolusi



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

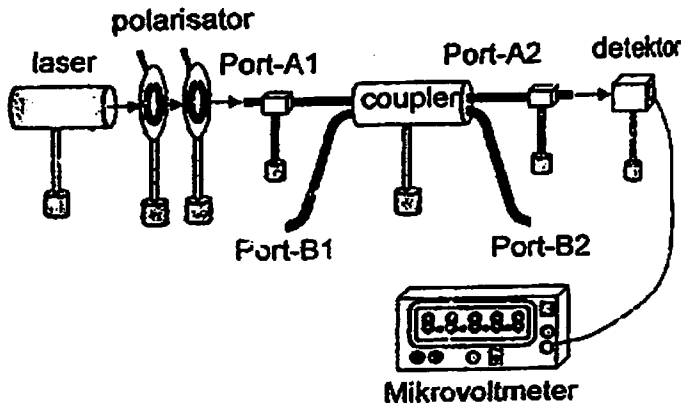
yaitu dengan menggunakan *directional coupler* dan mengganti plat film dengan sensor CCD (Samian, 2008). Adapun set up peralatan untuk tahap keempat disajikan pada Gambar 4.6. dan 4.7.



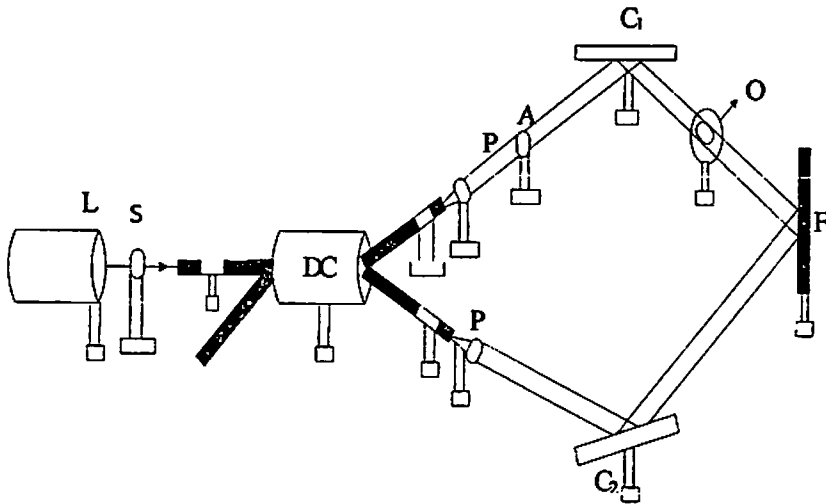
Gambar 4.5. Kerangka operasional tahap kedua dan kelima

Tahapan keempat dan kelima penelitian dapat diselesaikan melalui prosedur pada Gambar 4.6.

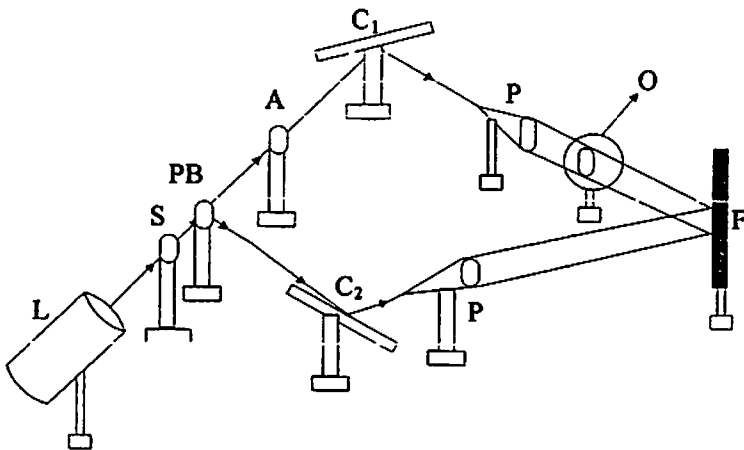
yaitu karakterisasi *directional coupler* (Samian, 2008), Gambar 4.7 : set-up alat proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan *directional coupler*, serta Gambar 4.8 : Set-up alat proses perekaman secara konvensional (Apsari dkk, 2008)



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

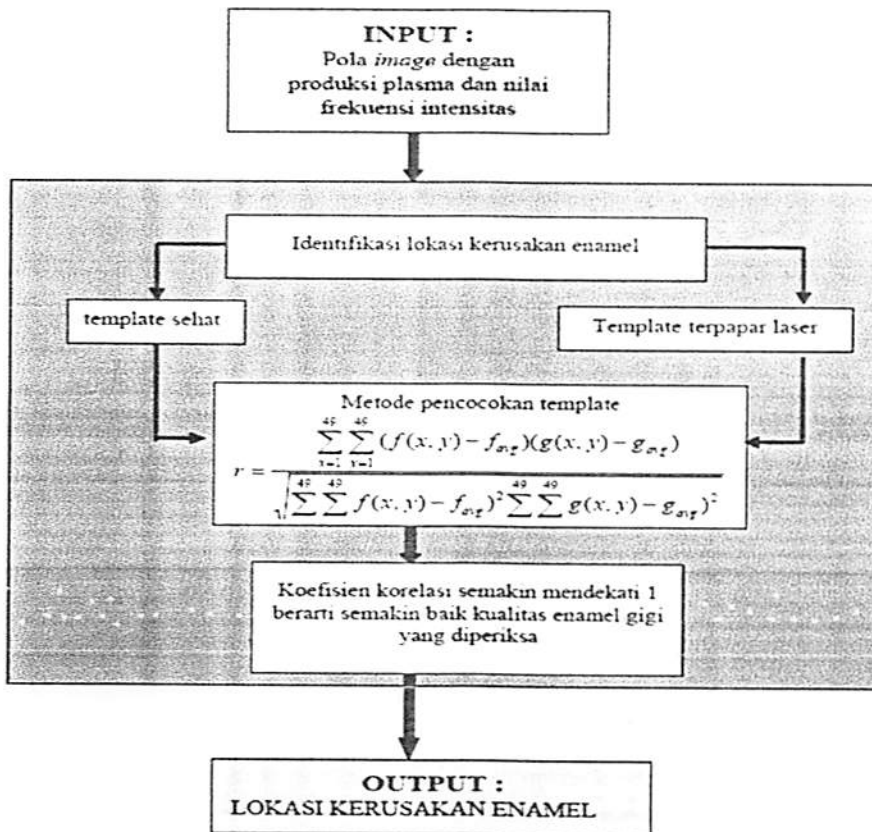


Gambar 4.7. Set-up alat proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan *directional coupler*



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

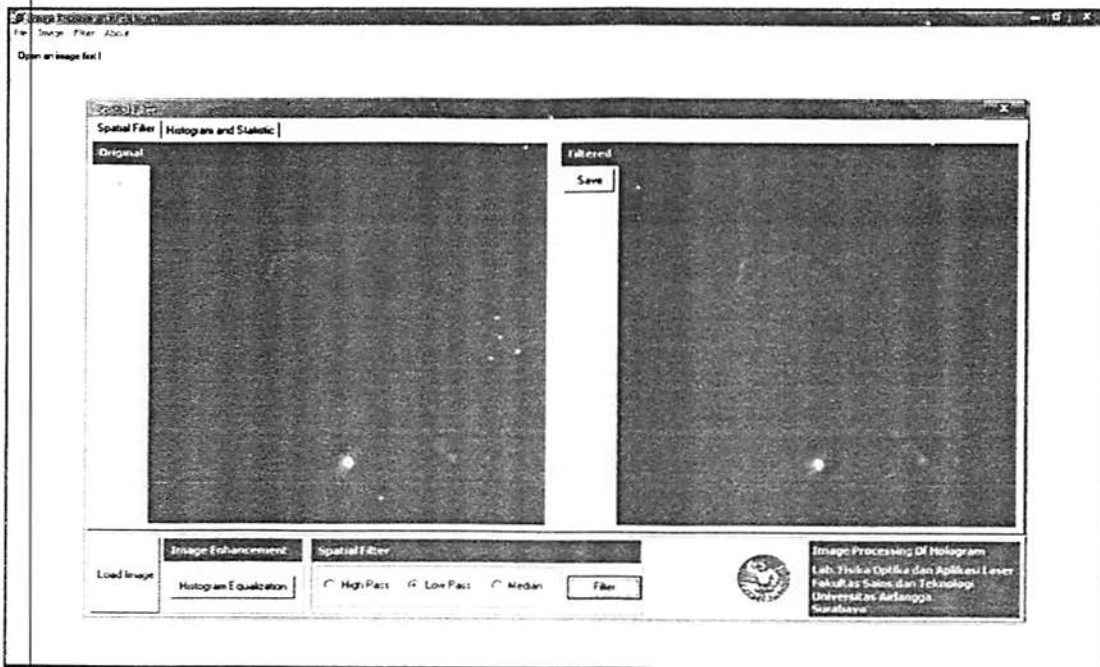
Pada saat dilakukan rekonstruksi holografi yaitu penyinaran kembali hologram dengan berkas acuan, akan terbentuk dua bayangan, yaitu bayangan nyata dan bayangan maya. Bayangan nyata yaitu bayangan yang tampak di layar yang berupa rumbai, sedangkan bayangan maya yaitu bayangan tiga dimensi gigi yang terekam 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.

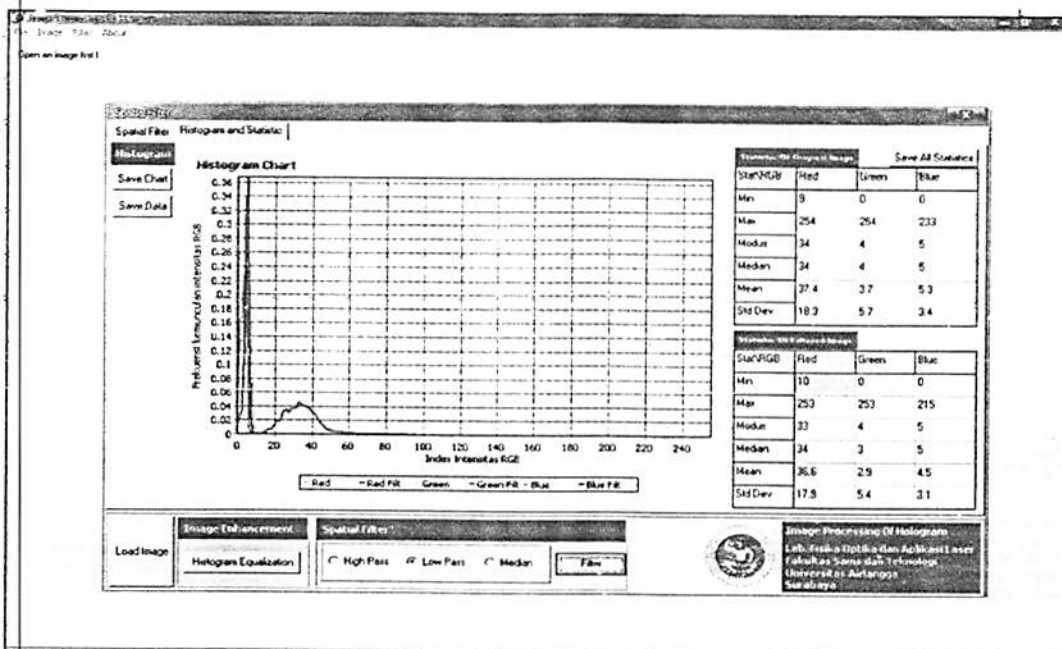
Hasil penelitian ini diuraikan sebagai berikut:

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.



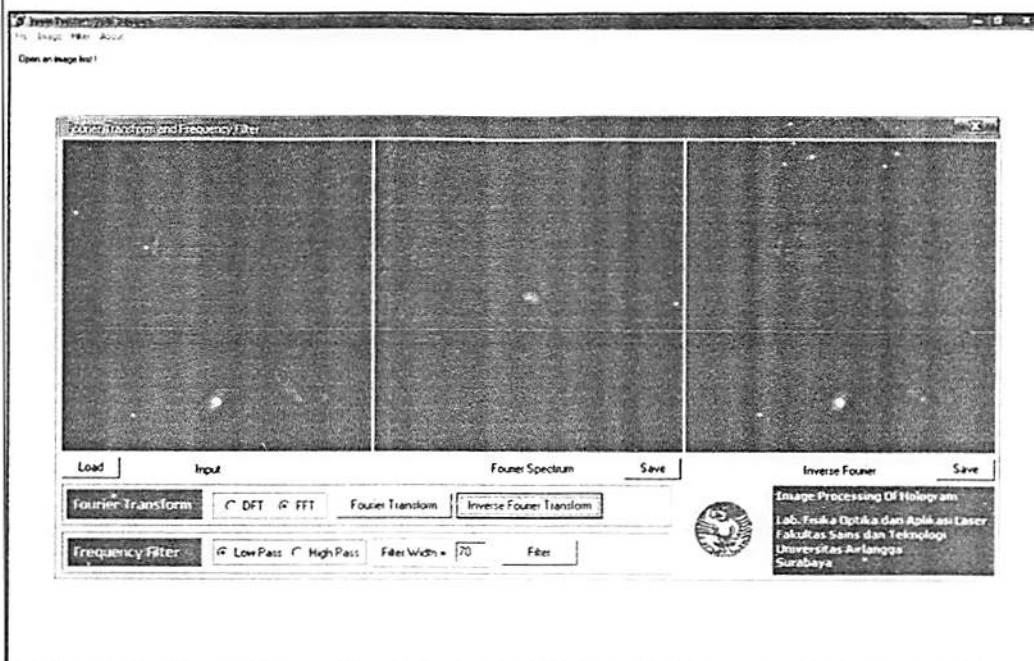
Gambar 5.1. Tampilan program pengolahan citra digital untuk filter spasial



Gambar 5.2. Tampilan program pengolahan citra digital untuk histogram

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

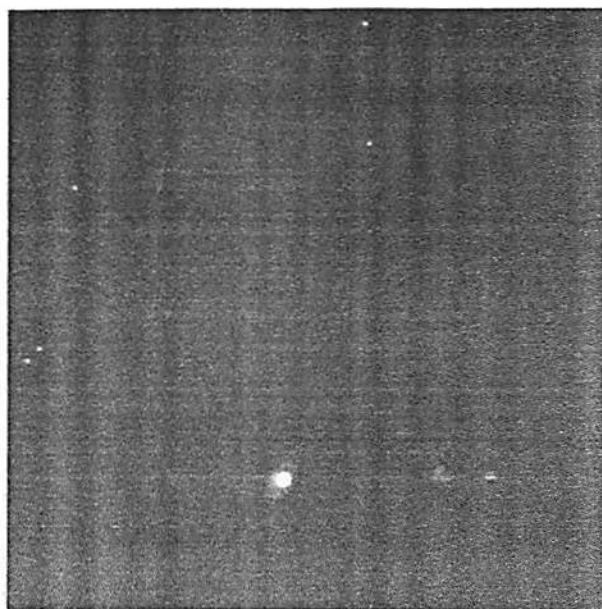
Hasil tampilan program pengolahan citra digital dengan metode filter frekuensi adalah:



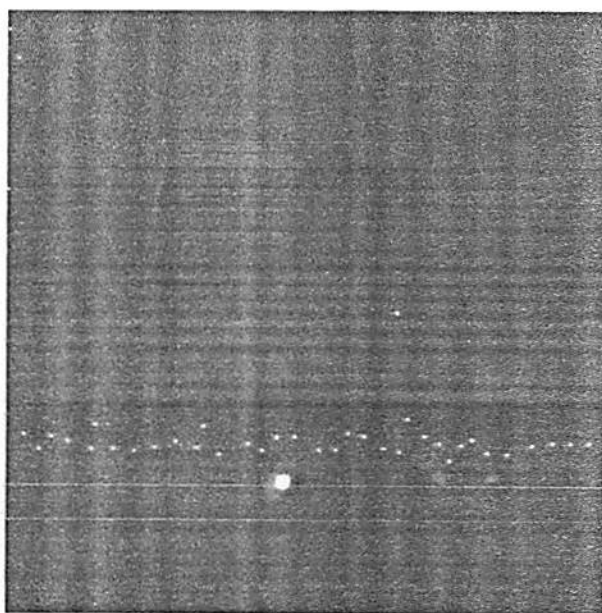
Gambar 5.3. Tampilan program pengolahan citra digital untuk filter frekuensi

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.



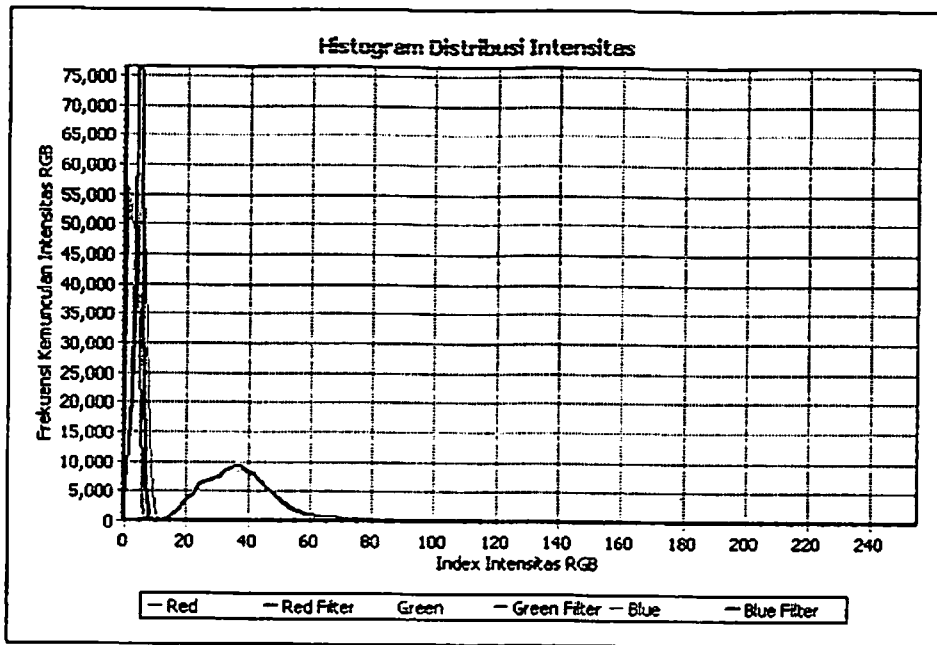
(a)



(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.

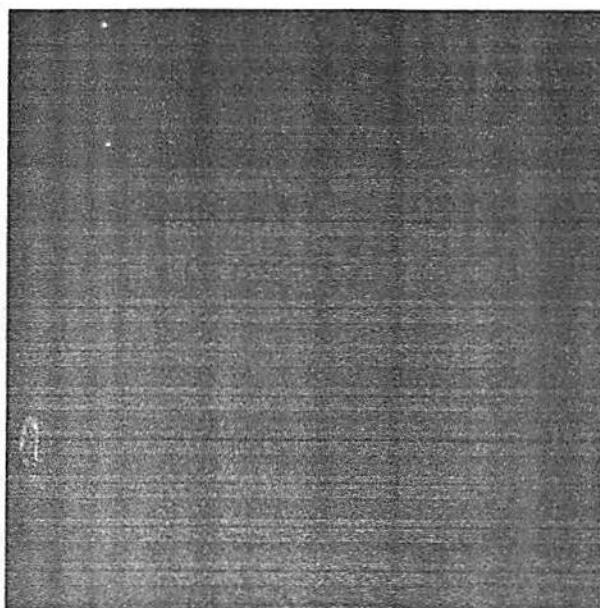


Gambar 5.5. Profil citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan dari proses rekonstruksi hologram dengan kamera resolusi 10.0 MP pada sudut 90° sebelum dan sesudah difilter dengan filter *low pass*

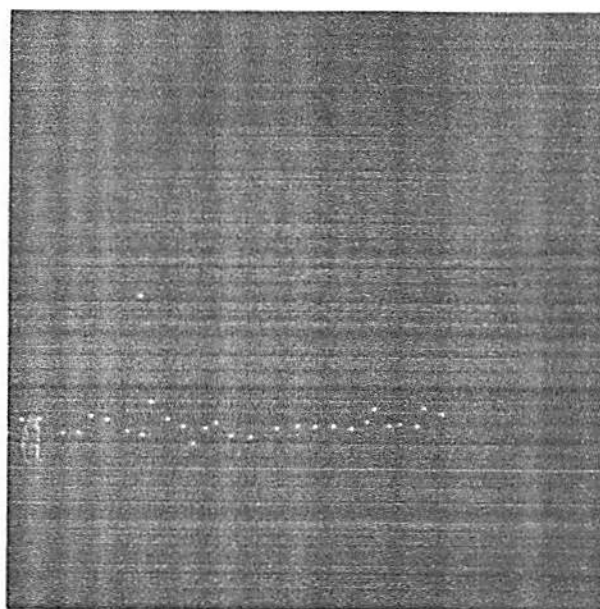
Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.5 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas sebelum pemanasan pada sudut 90° disajikan pada Tabel 5.1.

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	4
Mean	41.1	3.4	5	40.3	2.6	4.2



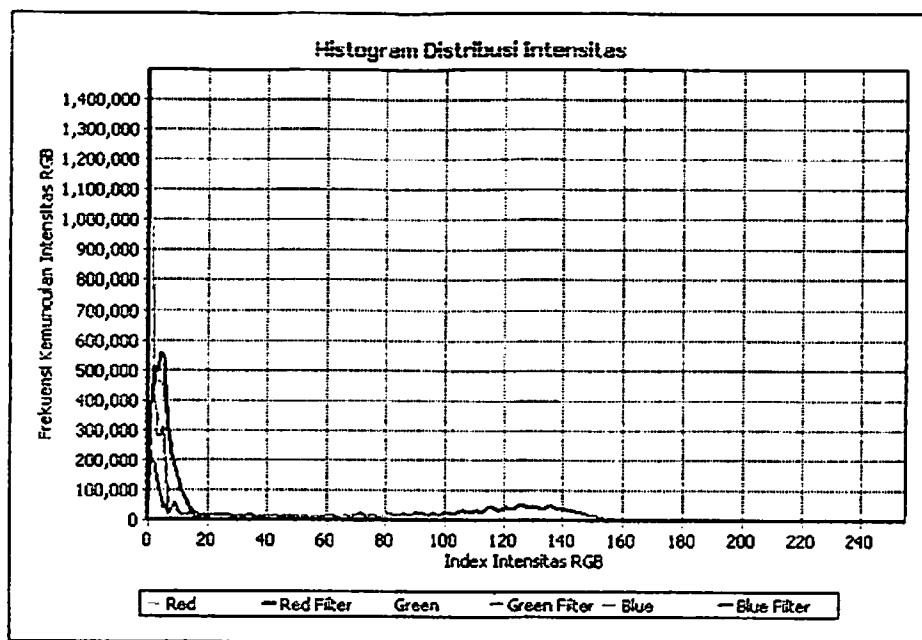
(a)



(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.

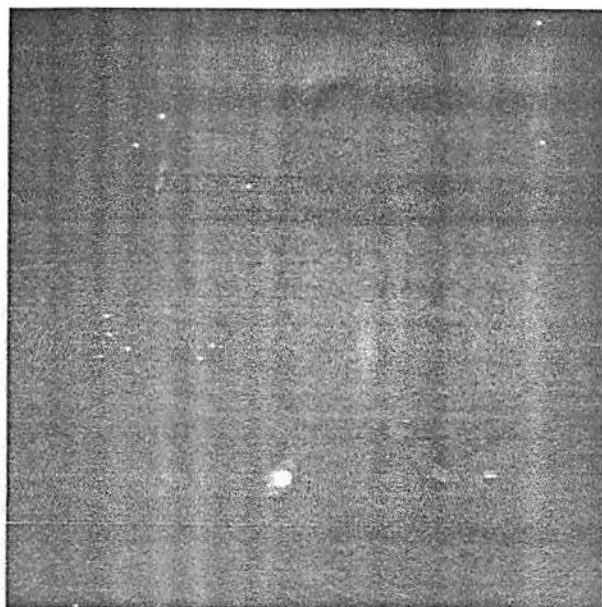


Gambar 5.7. Profil citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dari proses rekonstruksi hoiogram hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 70° sebelum dan sesudah difilter dengan filter median

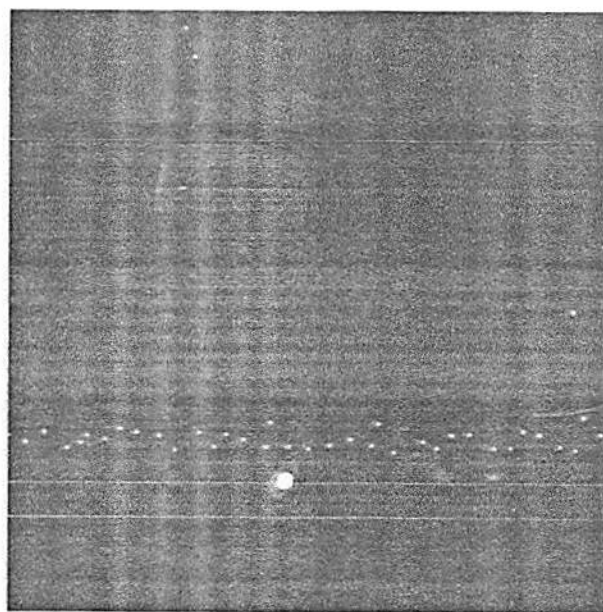
Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.7 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *premolar* pertama atas dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 70° disajikan pada Tabel 5.2.

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



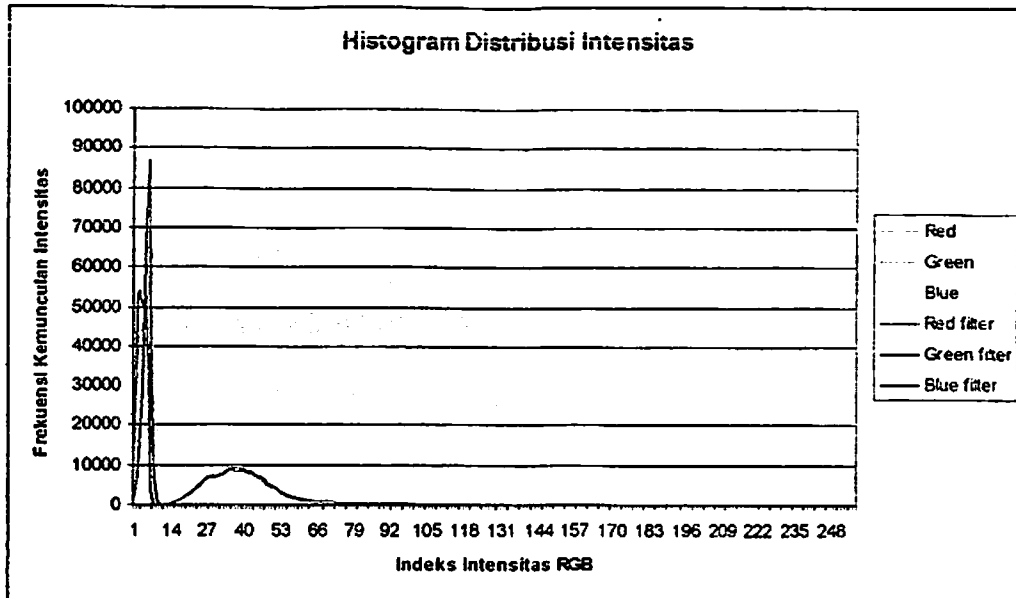
(a)



(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.

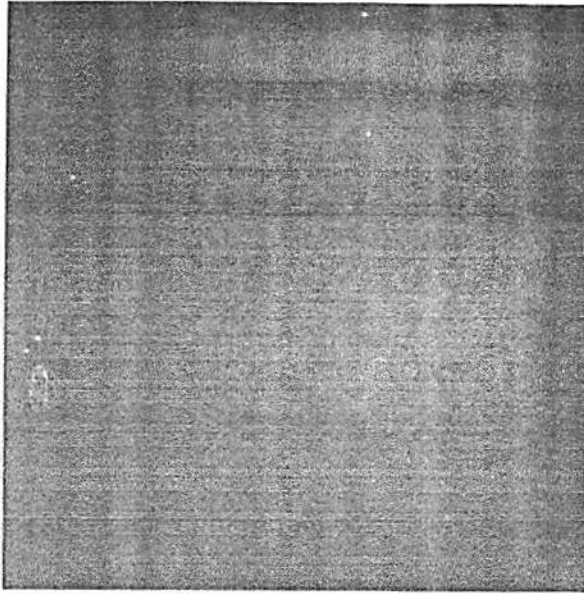


Gambar 5.9. Profil citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari bahan akrilik sebelum pemanasan dari proses rekonstruksi hologram dengan kamera resolusi 10.0 Megapiksel pada sudut 90° sebelum dan sesudah difilter dengan *low pass frequency filtering* pada radius filter 70 piksel

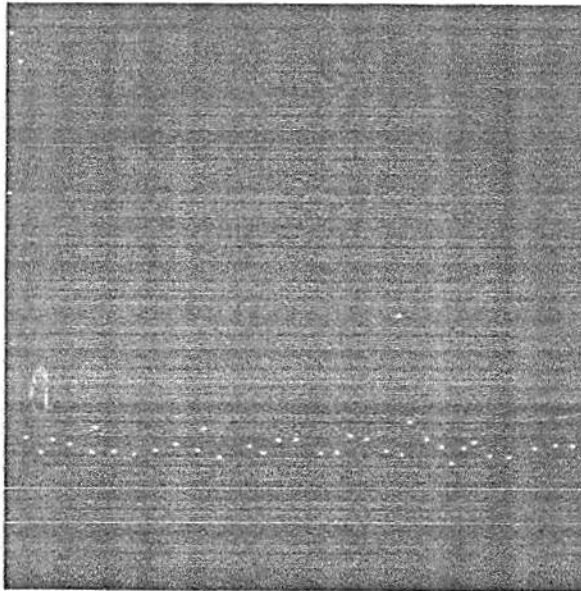
Berdasarkan profil yang disajikan pada Gambar 5.9 didapatkan data statistik untuk citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas sebelum pemanasan pada sudut 90° disajikan pada Tabel 5.3.

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



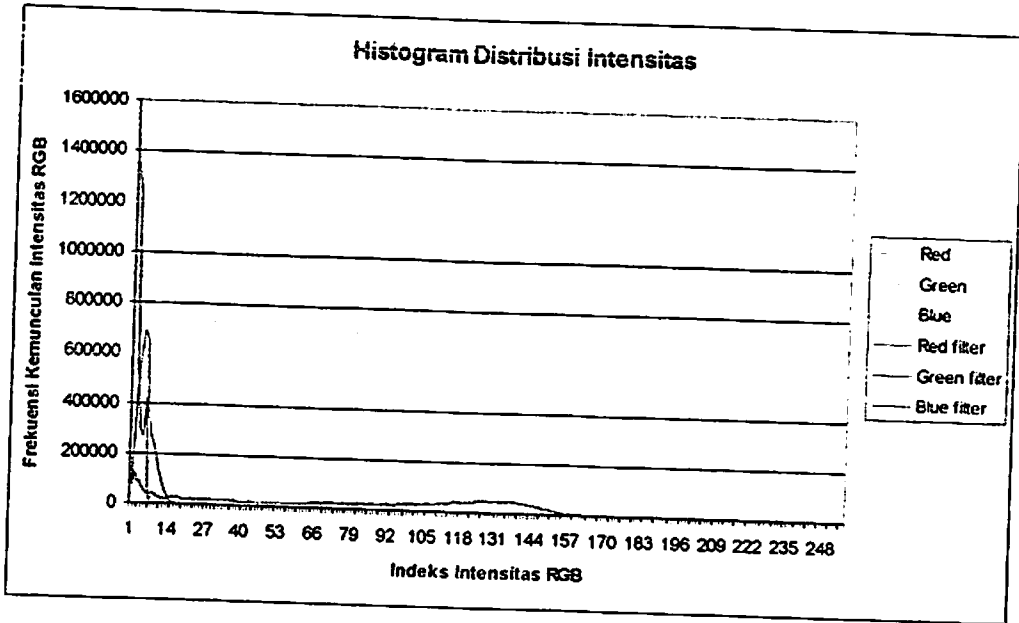
(a)



(b)

Gambar 5.10. Kualitas citra morfologi gigi *premoliar* 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.

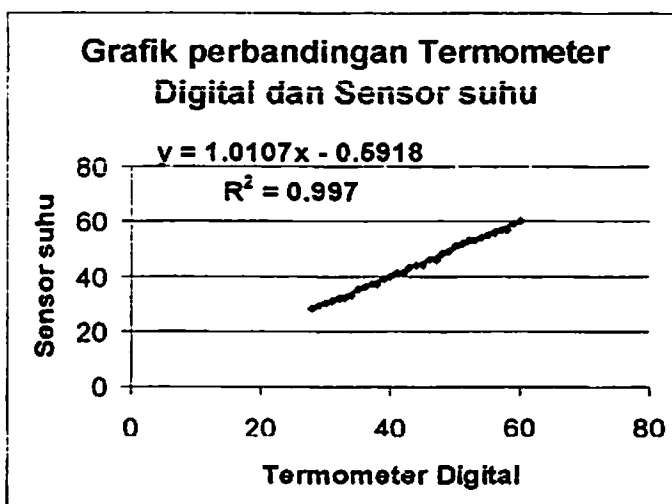
5.1.3. Pembuatan *Interfacing* Berbasis Mikrokontroler Untuk Deteksi Deformasi Suhu

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	1.757
22	49	49	0	0.491

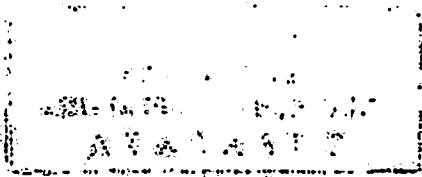
23	50	51	1	2.122
24	51	52	1	0.454
25	52	53	1	2.123
26	53	53	0	1.127
27	54	54	0	1.943
28	55	55	0	2.658
29	56	56	0	1.159
30	57	57	0	2.376
31	58	57	1	3.161
32	59	59	0	2.874
33	60	60	0	1.504

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 mode konvensional dan *real time*

Suhu ($^{\circ}$ C)	Sampel resin composite	
	Konvensional	<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 *compisite* 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	16.27754	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* (L_e), *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.

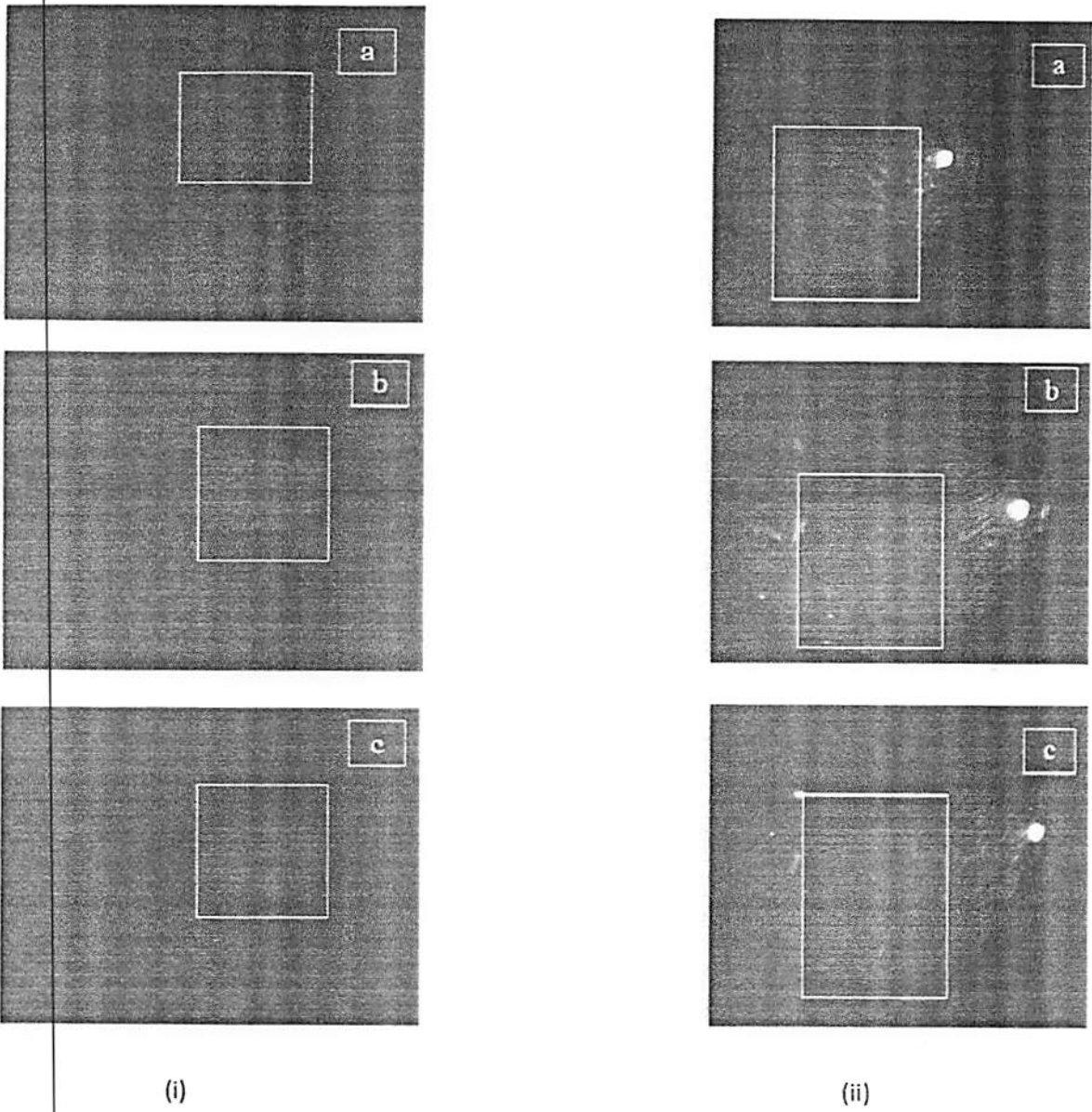
Gambar dari hasil penelitian (proses perekaman dan rekonstruksi) difoto dengan menggunakan kamera digital Canon A640 10 Mega piksel dan Canon 8.0 Mega piksel. Pengambilan gambar dilakukan dengan memposisikan kamera digital pada bagian belakang dari hologram. Gambar yang dihasilkan adalah bayangan maya 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)

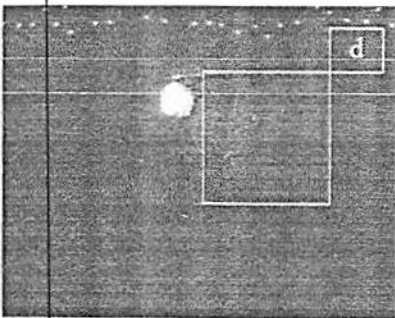
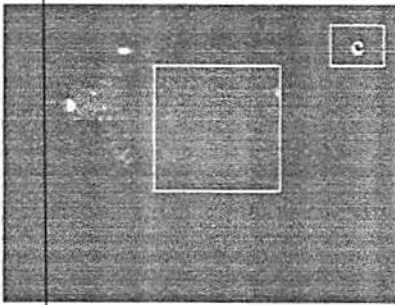
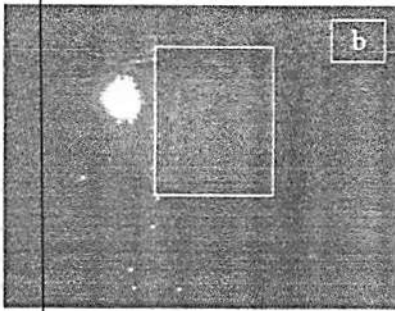
bahwa resolusi kamera 10 Mega piksel ke atas yang dapat digunakan untuk mendokumentasikan gambar hasil dari proses rekonstruksi hologram.

Kurang bagusnya hasil perekaman dengan *directional coupler* diduga disebabkan karena ketidaksesuaian jenis *directional coupler* yang digunakan. Penelitian ini menggunakan jenis *directional coupler* sebagai pembagi daya dengan nilai *coupling rationya* antara 0.152546-0.225947, seharusnya penelitian ini menggunakan jenis *directional coupler* sebagai *beam splitter* dengan nilai *coupling rationya* 0.5.

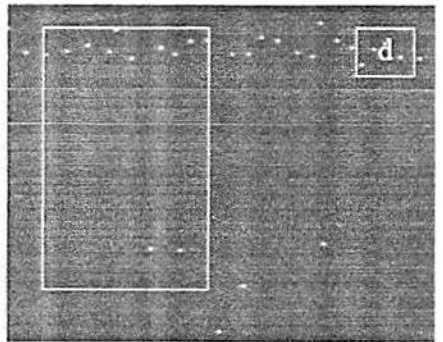
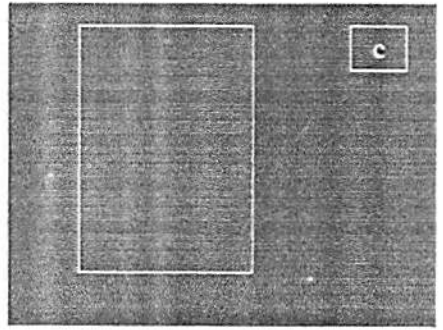
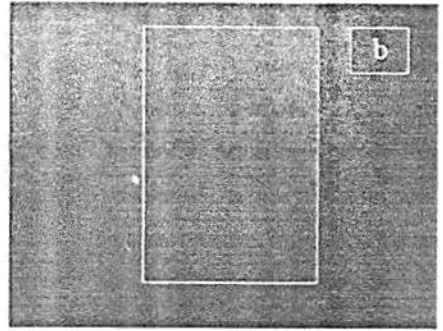
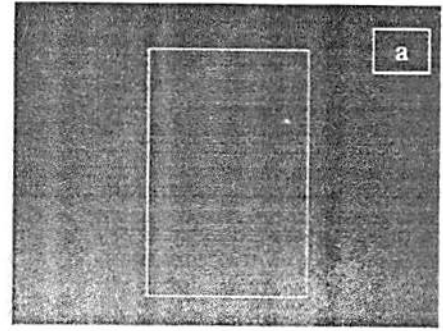
Secara teknis rekonstruksi hasil perekaman baik perekaman dengan *directional coupler* maupun perekaman dengan *beam splitter* sudah dapat memperlihatkan morfologi gigi. Walaupun hasil rekonstruksi dari perekaman dengan *directional coupler* hasilnya kurang bagus dibanding hasil rekonstruksi perekaman dengan *beam splitter*. Syaifuddin (1992) dalam penelitiannya hanya mengamati bayangan nyata (*real image*), sedangkan dalam penelitian ini mengamati bayangan maya (*virtual image*), yaitu morfologi gigi. Hasil penelitian ini terlihat kurang bagus secara visual jika dibandingkan dengan hasil penelitian Apsari dkk (2008).



Gambar 5.14. Citra morfologi gigi dari hasil perekaman menggunakan *directional coupler* pada sudut (a) 70° , (b) 80° , (c) 90° dengan kamera resolusi (i) 8.0 Mega piksel (ii) 10.0 Mega piksel



(i)



(ii)

Gambar 5.15. Citra morfologi gigi dari hasil perekaman menggunakan *beam splitter* pada sudut (a) 60° , (b) 70° , (c) 80° , (d) 90° dengan kamera resolusi (i) 8.0 Mega piksel (ii) 10 Mega piksel

5.2. Pembahasan

Terdapat dua macam metode pemfilteran yang didesain dalam penelitian ini, yaitu metode filter spasial dan metode filter frekuensi. Metode filter spasial merupakan metode pemfilteran yang langsung menerapkan konvolusi matriks filter pada tiap-tiap piksel penyusun citra. Metode filter frekuensi merupakan metode pemfilteran yang menerjemahkan gambar sebagai frekuensi spasial, karena gambar berisi sinyal-sinyal intensitas yang bervariasi pada ruang bukan waktu. Metode filter spasial yang dibangun terdiri dari filter *high pass*, *low pass*, dan *median*, sedangkan metode filter frekuensi terdiri dari *high pass frequency filtering* dan *low pass frequency filtering*. Adapun program pengolahan citra digital yang dibangun ini dinamakan dengan *Image processing of hologram*. Penelitian perbaikan kualitas citra morfologi gigi dengan metode spasial telah dilakukan oleh Apsari dkk, 2008, dengan menggunakan *software* Matrox Inspector 2.1 untuk menganalisis intensitas citra dan mengambil filter *low pass* sebagai filter yang cocok untuk memperbaiki kualitas citra morfologi gigi *insisivus* kedua atas dari hasil rekonstruksi hologram.

Berdasarkan hasil penelitian profil citra morfologi gigi setelah difilter dengan filter *high pass* seperti yang ditunjukkan pada Lampiran 1, kurva RGB setelah difilter bergeser jauh dari kurva RGB sebelum difilter, sehingga nilai statistik yang disajikan pada Lampiran 1 (pada Tabel 1) memperlihatkan perubahan nilai yang sangat jauh. Pergeseran kurva ini disebabkan karena pada saat konvolusi nilai piksel bisa negatif dan lebih besar dari 255, sehingga terjadi pemotongan nilai negatif menjadi sama dengan 0 dan nilai yang lebih besar dari 255 menjadi sama dengan 255 (Sigit dkk., 2005). Pergeseran kurva ini menyebabkan informasi intensitas citra jauh berubah. Selain itu bergesernya indeks intensitas *Red* (yang merupakan warna inti pada citra morfologi gigi) ke arah kiri menyebabkan kualitas citra yang dihasilkan menjadi gelap seperti yang ditunjukkan pada Lampiran 1.

Profil citra morfologi gigi setelah penerapan filter *low pass* dan filter median disajikan pada Lampiran 1. Berdasarkan hasil tersebut menunjukkan bahwa kurva RGB sesudah difilter dengan kedua filter tersebut berimpit dengan kurva RGB sebelum difilter. Hal ini menunjukkan bahwa penerapan filter *low pass* dan filter median tidak banyak mempengaruhi intensitas piksel-piksel penyusun citra, karena hasil konvolusi pada filter *low pass* dan pensortiran data pada filter median tetap berkisar antara 0-255. Berimpitnya kurva ini menunjukkan bahwa informasi intensitas citra tidak jauh berubah dari citra asalnya dan citra yang dihasilkan menjadi lebih terang dibandingkan citra sebelum pemfilteran seperti yang ditunjukkan pada Lampiran 1. Namun dari data statistik yang disajikan pada Lampiran 1 (pada Tabel 2 dan 3) menunjukkan perubahan nilai statistik untuk filter median sangat kecil dibandingkan perubahan statistik filter *low pass*, sehingga filter median tidak banyak mempengaruhi perubahan kualitas citra morfologi gigi yang dihasilkan setelah pemfilteran.

Berdasarkan hasil penelitian pada Lampiran 1, tentang profil citra morfologi gigi setelah difilter dengan *high pass frequency filtering*, dapat diketahui bahwa terjadi pergeseran kurva indeks intensitas *Red* ke arah kiri. Data statistik yang disajikan pada Lampiran 1 (pada Tabel 4) juga menunjukkan bahwa terjadi perubahan yang besar pada intensitas *Red*. Hal ini menyebabkan kualitas citra yang dihasilkan menjadi lebih gelap dan rusak. Selain itu, pada *high pass frequency filtering* terjadi penyaringan spektrum rendah dengan meloloskan spektrum tinggi, sehingga informasi sinyal citra yang berada pada daerah rendah menjadi hilang dan invers citra yang dihasilkan menjadi lebih gelap dan rusak seperti yang ditunjukkan pada Lampiran 1.

Berdasarkan data penelitian yang disajikan pada Lampiran 1 (pada Gambar 5.5 –5. 8), tentang profil citra morfologi gigi setelah difilter dengan *low pass frequency filtering*, menunjukkan bahwa kurva *Red* berimpit sesudah difilter dengan kurva *Red* sebelum difilter, tetapi pada kurva *Green* dan *Blue* terjadi pergeseran ke arah kanan dan puncaknya semakin menurun. Berimpitnya kurva *Red* ini

menunjukkan bahwa informasi intensitas *Red* (yang merupakan warna inti dari citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram) tidak berubah. Pergeseran ke kanan dan penurunan puncak kurva *Green* dan *Blue* semakin memberikan kesan kecerahan terhadap citra, sehingga kualitas citra yang dihasilkan dari pemfilteran dengan *low pass frequency filtering* menjadi lebih terang, jelas, dan informasi citra tetap (seperti yang ditunjukkan pada Lampiran 1).

Berdasarkan data pada Lampiran 1 (pada Gambar 5.5 -5.8) tentang profil citra morfologi gigi setelah difilter dengan *low pass frequency filtering* dan data pada Lampiran 1 tentang profil citra morfologi gigi setelah difilter dengan filter *low pass*, dapat dilihat bahwa hasil pemfilteran dengan *low pass frequency filtering* lebih baik jika dibandingkan dengan hasil pemfilteran dengan filter *low pass* pada metode spasial. Hal ini disebabkan karena pada *low pass frequency filtering*, kurva intensitas yang berimpit hanya terjadi pada kurva *Red*, yang merupakan warna inti citra morfologi gigi, dan pergeseran kurva intensitas *Green* dan *Blue* ke arah kanan semakin menguatkan kecerahan citra morfologi gigi.

Berdasarkan hasil penelitian seperti yang disajikan pada Gambar 5.1 sampai Gambar 5.11 dan Tabel 5.1 sampai Tabel 5.4, menunjukkan bahwa program *Image processing of hologram* yang telah dibangun bisa digunakan untuk memprofilkan citra morfologi gigi dari rekonstruksi hologram dan mampu memperbaiki kualitas citra dengan memilih filter yang cocok untuk gambar yang diolah.

Kendala yang dihadapi pada penelitian ini adalah pada saat proses rekonstruksi hologram. Lensa obyektif yang dipakai sudah tidak mampu menyebarkan sinar laser dengan sempurna, sehingga informasi tiga dimensi yang terdapat pada hologram tidak bisa muncul sempurna, yakni bagian atas dan bawah gigi tidak bisa tertangkap oleh kamera karena sinar laser yang dihamburkan tidak mencapai bagian atas dan bawah morfologi gigi.

Kendala lain yang dihadapi adalah pada saat pembuatan dan pemakaian filter frekuensi yang menerapkan transformasi Fourier untuk citra berukuran besar diatas 1024x1024 membutuhkan *memory*

yang besar (sampai 2 GB) dan membutuhkan waktu yang agak lama pada saat proses transformasi Fourier maupun inversnya. Walaupun demikian *software Image Processing of Hologram* yang dibangun telah mampu menunjukkan performansi yang cukup baik dalam memfilter citra morfologi gigi hasil proses rekonstruksi hologram.

Penelitian ini lebih baik dari penelitian sebelumnya karena telah mampu membangun program pengolahan citra digital untuk meningkatkan kualitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram dan telah mengembangkan metode pemfilteran dengan metode filter frekuensi. Namun demikian, penelitian ini hanya menerapkan pemfilteran terhadap citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram dengan satu kali pemfilteran saja, sehingga guna pengoptimalan hasil kualitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram, berikutnya dapat dilakukan pemfilteran berulang dan pemvariasian radius filter terhadap satu citra untuk mengetahui reaksi filter terhadap citra.

Kurang bagusnya hasil rekonstruksi hologram disebabkan karena pada penelitian ini menggunakan obyek gigi asli sedangkan pada penelitian Apsari dkk (2008) menggunakan obyek gigi tiruan. Karena komponen penyusun gigi asli berbeda dengan komponen penyusun gigi tiruan maka pada saat proses perekaman gigi tiruan dapat memantulkan cahaya dari berkas obyek lebih sempurna dibandingkan dengan gigi asli. Hal ini menyebabkan kualitas citra obyek yang dihasilkan oleh hologram pada saat proses perekaman gigi tiruan menjadi lebih baik, sehingga hasil rekonstruksi hologram gigi tiruan juga menjadi lebih baik. Efek dari daya laser juga menentukan kualitas dari gambar yang dihasilkan. Laser yang digunakan dalam penelitian ini mempunyai daya yang kecil sebesar 1mWatt. Daya laser yang kecil tidak mampu meneruskan sinar dengan baik karena obyek yang digunakan pada penelitian ini berupa gigi asli. Oleh karena itu laser dengan daya yang tinggi sangat diperlukan agar kualitas gambar yang dihasilkan lebih baik. Sebab laser dengan daya yang tinggi diharapkan mampu memantulkan sinar dari berkas obyek menjadi lebih sempurna.

Dengan semakin besar pemberian tegangan *pumping* laser Nd:YAG dengan *Q-Switch* pada enamel gigi maka luas plasma yang ditimbulkan cenderung bertambah besar, sehingga kualitas enamel gigi semakin buruk. Laser Nd:YAG yang digunakan sebagai sumber cahaya dapat menyebabkan fenomena *optical brekardown* yang menyebabkan efek lubang dan ielah pada enamel gigi (Apsari, 2009). Jika dihubungkan dengan penelitian ini, maka dapat disimpulkan bahwa laser He-Ne tidak mungkin menimbulkan efek merusak pada gigi sehingga system yang didesain pada penelitian ini hanya sesuai untuk kepentingan diagnosis klinis dan bukan untuk kepentingan terapi. Untuk kepentingan terapi dianjurkan untuk menggunakan laser *infra merah*, misalnya Nd:YAG dengan *Q-switch*.

Metode pencocokan template yang digunakan sebagai pembanding, dapat digunakan sebagai kandidat sistem bantu diagnosis (*tool aid*) dengan tambahan *knowledge base* yang didapatkan dari Dokter Gigi. Namun begitu dibutuhkan validasi dan optimasi sistem sesuai dengan kebutuhan klinis Dokter Gigi, jika digunakan sebagai sistem diagnosis penunjang klinis. Untuk itu dibutuhkan kolaborasi penelitian lebih lanjut yang bersifat komprehensif antar berbagai disiplin ilmu, khususnya kedokteran gigi, fisika (khususnya biomaterial dan biooptika dan laser), serta *soft computing*.

Untuk pengembangan ke arah klinis, desain sistem holografi yang mungkin dikembangkan lebih lanjut adalah system holografi berbasis *endoscopy*. Berdasarkan hasil yang didapatkan pada penelitian ini, sistem holografi digital kurang representative digunakan untuk kepentingan klinis, tapi untuk kepentingan karakterisasi material kedokteran gigi.

BAB VI

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil dan analisis penelitian dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. 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*.
2. Deformasi pada gigi maupun gigi tiruan dapat dideteksi secara *real time* dengan bantuan sistem otomasi mikrokontroler secara *real time* berdasarkan analisis rumbai nyata (*frinje*).
3. 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.
4. 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

5. 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.
6. 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.

6.2 Saran

Adapun saran yang dapat digunakan untuk menyempurnakan hasil yang diperoleh adalah :

1. Pada tahap berikutnya bisa dilakukan percobaan pengulangan pemfilteran dengan jenis filter yang sama atau berbeda pada sebuah citra dengan metode filter spasial.
2. Pada penelitian ini hanya dilakukan pemfilteran dengan metode filter frekuensi pada 1 radius filter saja, sehingga pada penelitian selanjutnya dapat dilakukan pemvariasian radius filter untuk mengetahui reaksi radius filter terhadap kualitas citra pada radius yang berbeda-beda.
3. Perbaikan citra yang dilakukan dapat memperoleh hasil yang maksimal jika kualitas proses perekaman hologram dilakukan dengan lebih baik lagi.
4. Untuk aplikasi klinis dapat dikembangkan desain holografi *endoscopy*, dengan mempertimbangkan penggunaan fiber optik non polarisasi.

DAFTAR PUSTAKA

- Achmad, B., dan Kartika F., 2005, *Teknik Pengolahan Citra Digital: Menggunakan Delphi*, Ardi Publishing, Yogyakarta.
- Anonimus, 2D Fourier Transform on Images, <http://www.academictutorials.com>, 11 Agustus 2009
- Anusavice, K.J., Penterjemah : Budiman, J.H., dan Purwoko S., 2003, *Phillips :Buku Ajar Ilmu Bahan Kedokteran Gigi*, Penerbit Buku Kedokteran EGC, Jakarta.
- Apsari, R., 1998, Penentuan Koefisien Difusi Larutan Dengan Teknik Interferometri Holografi, *Tesis*, Pasca Sarjana Universitas Gajah Mada, Yogyakarta.
- Apsari, R., 1999, *Aplikasi Interferometri Holografi Penyinaran Ganda untuk Menentukan Koefisien Difusi Sistem Isotermal Larutan Biner KCl-H₂O*, Laporan Penelitian, Universitas Airlangga, Surabaya.
- Apsari, Bidin, Suhariningsih, S. Hartati, A.Yuliati. 2008⁹⁾. Performance of Holography Interferometer Based on Optical Reconstruction as Alternative Dental Imaging for Artificial Tooth Morphology. Proceeding International Graduate Conference on Engineering and Science 2008 (IGCES 2008) tanggal 23-24 Desember 2008 di Universiti Teknologi Malaysia, Johor Bahru.
- Apsari, R. 1998. Penentuan Koefisien Difusi Larutan Biner Dengan Teknik Interferometri Holografi, *Jurnal MIPA Vol. III No. 2* bulan Oktober. Unair Surabaya.
- Apsari, R. 1999. Aplikasi Interferometri Holografi Penyinaran Ganda Untuk Menentukan Koefisien Difusi Sistem Isotermal Larutan Biner KCl-H₂O. Penelitian DIK Rutin Lembaga Penelitian Universitas Airlangga.
- Apsari, Samian, Warsito. 2001. Penentuan Koefisien Difusi Sistem Terner Dengan Metode Interferometri Holografi. *Jurnal Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam*, Vol. 6 No. 2, 75 – 80, Indonesia.
- Apsari, R. 2002. Pendayagunaan Sensor CCD (*Coupled Charge Devices*) Untuk Otomasi Analisis Koefisien Difusi Sistem Isotermal Terner. *Jurnal Penelitian Medika Eksakta Vol. 3. No. 2* bulan Desember, Lemlit Unair. Surabaya
- Apsari, R, Trisnaningsih, Sari. 2003. Penentuan Koefisien Muai Panjang Logam Dengan Metode Interferometri Holografi Penyinaran Ganda. *Jurnal MIPA Vol. 8 No. 2* bulan Agustus. Unair. Surabaya.
- Apsari, R. 2003⁹⁾. Analisis Koefisien Difusi Sistem Terner dari Rekonstruksi Hologram Lepas Sumbu Dengan Program Simulasi Komputer. *Jurnal Peneitian Medika Eksakta. Vol. 4. no. 1; 63-74*, Lemlit Unair, Surabaya.

- Apsari, R. 2003^{b)}. Pengukuran Medan Termal Dengan Interferometer Mach-Zehnder. Seminar Nasional Optoelektroteknika dan Aplikasi Laser Universitas Indonesia, Jakarta, 1-2 Oktober 2003.
- Apsari, R dan Rachmaniah. 2005. Image Processing From Hologram Reconstruction For Analysis Of Solution Diffusion Coefficient With Delphi. Pros. Seminar Nasional Basic Scienc II tanggal 26 Februari 2005. Malang
- Ardiansyah dan Sekartedjo. 2005. Numerical Reconstruction Of Digital Holographic Recording. Photonics Laboratory, Engineering Physics Department, ITS Surabaya
- Budi, S., 1997, Perbaikan Kualitas Citra Hasil Fotografi dari Rekonstruksi Holografi, *Tugas Akhir Sarjana*, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.
- Gonzales and Wintz, 1987, *Digital Image Processing*, Addison Westley, New York.
- Hernández-Montes, C. Pérez-López, Fernando Mendoza Santoyo, dan Luis Manuel Muñoz Guevara, 2004, Detection of Biological Tissue in Gels Using Pulsed Digital Holography, *Optics Express*, 12(5) : 853-858.
- Ibrahim, A.S., Abubakar dan Ibrahim, M.D. 1989. Penggunaan Holografi Dalam Kedokteran. Simposium Fisika Nasional. Program Studi Opto-Elektronika dan Aplikasi Laser. Program Pasca Sarjana Universitas Indonesia. 4-5 Januari 1989. p.333-335
- Philips, Dwaine, 1994, *Image Processing in C: Second Edition*, R & D Publications, Kansas.
- Samian. 2008. Directional Coupler Sebagai Sensor Pergeseran Mikro. Pros. Seminar Nasional Aplikasi Fotonika. 24-25 April 2008. Institut Teknologi Sepuluh November.
- Sigit, R., Basuki, A., Ramadiyanti, Pramadihanto, 2005, *Step by Step Pengolahan Citra Digital*, Penerbit Andi, Yogyakarta.
- Sirohi, RS., 1985, *A Course of Experiments With He- Ne Laser*, Wiley Eastern Limited, New Delhi.
- Supadi, Yono, H.D., Gatut, Y. 2006. Fabrikasi dan Karakterisasi Directional Coupler Sebagai Devais Pembagi Daya (Power Devider). JFA.Vol.2.No.1. Institut Teknologi Sepuluh November.
- Syaifuddin. 1992. *Aplikasi Holografi Fiber Optik Untuk Mengukur Modulus Elastisitas Kuningan*. Skripsi Jurusan Fisika F. MIPA. Universitas Airlangga. Surabaya.
- Yhuwara, Yhosep Gita Y., 1999, Pengukuran Frekuensi Ragam Normal Sistim Osilator Mekanik Menggunakan Fast Fourier Transform, *Skripsi*, Universita Airlangga, Surabaya.

LAMPIRAN 1

Data Statistik Profil Citra Morfologi Gigi dari Rekonstruksi Hologram Sebelum dan Sesudah Difilter dengan Filter Spasial dan Filter Frekuensi

Tabel 1. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram setelah difilter dengan filter *high pass*

Citra Morfologi Gigi Hasil Rekonstruksi Hologram	Statistik	Sebelum Difilter			Sesudah Difilter (Filter High Pass)		
		R	G	B	R	G	B
1. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (80°)	Modus	34	4	5	52	34	35
	Median	34	4	5	53	34	35
	Mean	37.4	3.7	5.3	55.2	34	35.1
2. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (90°)	Modus	34	3	5	53	34	35
	Median	38	3	5	55	34	35
	Mean	41.1	3.4	5	57.5	33.8	34.9
3. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (80°)	Modus	41	13	15	57	38	43
	Median	45	13	15	60	40	41
	Mean	46.1	12.8	15.6	60.6	39.6	41.4
4. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (90°)	Modus	35	13	15	58	39	40
	Median	43	13	15	59	40	41
	Mean	44.7	12.9	15.3	59.7	39.7	41.2
5. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP,60°)	Modus	1	0	4	33	32	33
	Median	90	1	4	88	33	35
	Mean	77.1	1.9	5.1	80.2	33.1	35.1
6. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP,70°)	Modus	1	0	2	33	32	33
	Median	87	1	4	86	33	34
	Mean	75.9	2.1	5.3	79.4	33.2	35.2
7. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP,80°)	Modus	1	0	4	33	32	33
	Median	89	1	5	87	33	35
	Mean	79.3	2.1	5.5	81.5	33.2	35.3
8. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP,90°)	Modus	183	0	5	146	32	36
	Median	152	2	10	127	33	38
	Mean	139.9	3.8	11.9	119.6	34.2	39.3
9. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP,60°)	Modus	155	0	0	125	32	32
	Median	141	2	0	119	33	32
	Mean	137	6.6	8.4	117.7	36	37.1
10. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP,70°)	Modus	255	0	0	145	32	32
	Median	138	5	4	117	34	33
	Mean	130.6	10.4	14	113.7	38.4	40.6
11. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP,80°)	Modus	137	0	0	114	32	32
	Median	108	3	0	97	33	32
	Mean	98.9	4.1	4.3	93.8	34.4	34.6
12. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP,90°)	Modus	4	0	0	36	32	32
	Median	105	3	1	97	33	32
	Mean	108.3	6.4	7.5	99.7	35.9	36.5

Tabel 2. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram setelah difilter dengan filter *low pass*

Citra Morfologi Gigi Hasil Rekonstruksi Hologram	Statistik	Sebelum Difilter			Setelah Difilter (Filter <i>Low Pass</i>)		
		R	G	B	R	G	B
1. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (80°)	Modus	34	4	5	33	4	5
	Median	34	4	5	34	3	5
	Mean	37.4	3.7	5.3	36.6	2.9	4.5
2. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (90°)	Modus	34	3	5	36	1	4
	Median	38	3	5	37	2	4
	Mean	41.1	3.4	5	40.3	2.6	4.2
3. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (80°)	Modus	41	13	15	36	12	15
	Median	45	13	15	45	12	15
	Mean	46.1	12.8	15.6	45.3	12.1	14.8
4. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (90°)	Modus	35	13	15	32	12	14
	Median	43	13	15	42	12	14
	Mean	44.7	12.9	15.3	43.9	12.1	14.5
5. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 60°)	Modus	1	0	4	0	0	4
	Median	90	1	4	90	0	4
	Mean	77.1	1.9	5.1	76.3	1.2	4.3
6. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 70°)	Modus	1	0	2	0	0	3
	Median	87	1	4	87	1	4
	Mean	75.9	2.1	5.3	75.1	1.4	4.5
7. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 80°)	Modus	1	0	4	0	0	4
	Median	89	1	5	88	1	4
	Mean	79.3	2.1	5.5	78.5	1.4	4.7
8. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 90°)	Modus	183	0	5	183	0	4
	Median	152	2	10	151	1	9
	Mean	139.9	3.8	11.9	139.1	3.1	11.1
9. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 60°)	Modus	155	0	0	153	0	0
	Median	141	2	0	140	2	1
	Mean	137	6.6	8.4	136.2	5.9	7.8
10. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 70°)	Modus	255	0	0	191	0	0
	Median	138	5	4	137	4	3
	Mean	130.6	10.4	14	129.8	9.7	13.4
11. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 80°)	Modus	137	0	0	142	0	0
	Median	108	3	0	108	2	1
	Mean	98.9	4.1	4.3	98.1	3.4	3.7
12. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 90°)	Modus	4	0	0	2	0	0
	Median	105	3	1	104	3	2
	Mean	108.3	6.4	7.5	107.5	5.7	6.9

Tabel 3. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram setelah difilter dengan filter median

Citra Morfologi Gigi Hasil Rekonstruksi Hologram	Statistik	Sebelum Difilter			Sesudah Difilter (Filter Median)		
		R	G	B	R	G	B
1. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (80°)	Modus	34	4	5	34	5	5
	Median	34	4	5	35	4	5
	Mean	37.4	3.7	5.3	37.4	3.6	5.3
2. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (90°)	Modus	34	3	5	35	2	5
	Median	38	3	5	38	3	5
	Mean	41.1	3.4	5	41	3.3	4.9
3. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (80°)	Modus	41	13	15	35	13	15
	Median	45	13	15	46	13	15
	Mean	46.1	12.8	15.6	46.2	12.8	15.6
4. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (90°)	Modus	35	13	15	35	13	15
	Median	43	13	15	43	13	15
	Mean	44.7	12.9	15.3	44.7	12.8	15.2
5. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 60°)	Modus	1	0	4	1	0	5
	Median	90	1	4	90	1	5
	Mean	77.1	1.9	5.1	77.1	1.5	5
6. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 70°)	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
7. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 80°)	Modus	1	0	4	1	0	4
	Median	89	1	5	89	1	5
	Mean	79.3	2.1	5.5	79.2	1.7	5.3
8. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 90°)	Modus	183	0	5	183	0	5
	Median	152	2	10	152	2	10
	Mean	139.9	3.8	11.9	139.9	3.6	11.8
9. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 60°)	Modus	155	0	0	155	0	0
	Median	141	2	0	141	2	0
	Mean	137	6.6	8.4	137	6	7.8
10. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 70°)	Modus	255	0	0	255	0	0
	Median	138	5	4	138	4	3
	Mean	130.6	10.4	14	130.4	9.6	13.3
11. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 80°)	Modus	137	0	0	137	0	0
	Median	108	3	0	108	2	0
	Mean	98.9	4.1	4.3	98.7	3.1	3.4
12. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 90°)	Modus	4	0	0	3	0	0
	Median	105	3	1	105	3	0
	Mean	108.3	6.4	7.5	108	5.5	6.6

Tabel 4. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram setelah difilter dengan *high pass frequency filtering*

Citra Morfologi Gigi Hasil Rekonstruksi Hologram	Statistik	Sebelum Difilter			Sesudah Difilter (High Pass Freq. F.)		
		R	G	B	R	G	B
1. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (80°, r = 4)	Modus	34	4	5	37	3	5
	Median	34	4	5	36	3	5
	Mean	37.4	3.7	5.3	36.9	3.2	4.8
2. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (90°, r = 4)	Modus	34	3	5	40	3	4
	Median	38	3	5	40	3	4
	Mean	41.1	3.4	5	40.6	2.9	4.5
3. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (80°, r = 4)	Modus	41	13	15	46	12	15
	Median	45	13	15	46	12	15
	Mean	46.1	12.8	15.6	45.6	12.3	15.1
4. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (90°, r = 4)	Modus	35	13	15	44	12	14
	Median	43	13	15	44	12	15
	Mean	44.7	12.9	15.3	44.2	12.3	14.7
5. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 60°, r = 2)	Modus	1	0	4	79	0	3
	Median	90	1	4	79	1	4
	Mean	77.1	1.9	5.1	76.6	1.5	4.6
6. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 70°, r = 2)	Modus	1	0	2	80	0	4
	Median	87	1	4	78	1	4
	Mean	75.9	2.1	5.3	75.4	1.7	4.9
7. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 80°, r = 2)	Modus	1	0	4	78	0	5
	Median	89	1	5	79	1	5
	Mean	79.3	2.1	5.5	78.8	1.7	5.1
8. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 90°, r = 2)	Modus	183	0	5	141	3	11
	Median	152	2	10	141	3	11
	Mean	139.9	3.8	11.9	139.4	3.4	11.4
9. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 60°, r = 2)	Modus	155	0	0	137	0	0
	Median	141	2	0	132	8	12
	Mean	137	6.6	8.4	130	10.6	14.4
10. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 70°, r = 2)	Modus	255	0	0	137	0	0
	Median	138	5	4	132	8	12
	Mean	130.6	10.4	14	130	10.6	14.4
11. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 80°, r = 2)	Modus	137	0	0	96	0	0
	Median	108	3	0	97	2	2
	Mean	98.9	4.1	4.3	98.4	3.9	4.4
12. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 90°, r = 2)	Modus	4	0	0	87	0	0
	Median	105	3	1	106	4	6
	Mean	108.3	6.4	7.5	107.7	6.6	8.1

Keterangan : radius filter dalam satuan piksel

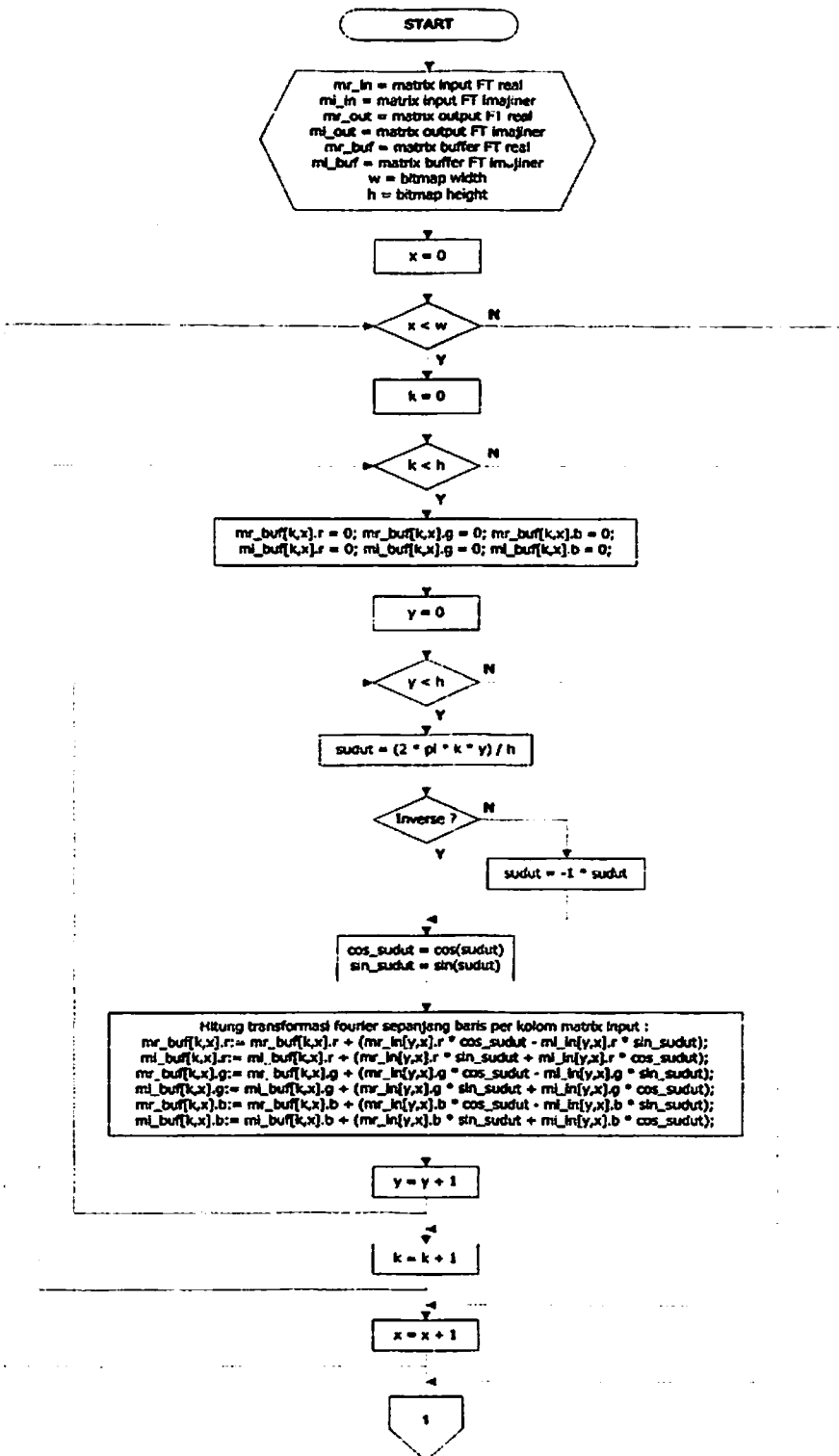
Tabel 5. Data statistik profil intensitas citra morfologi gigi hasil rekonstruksi hologram setelah difilter dengan filter *low pass frequency filtering*

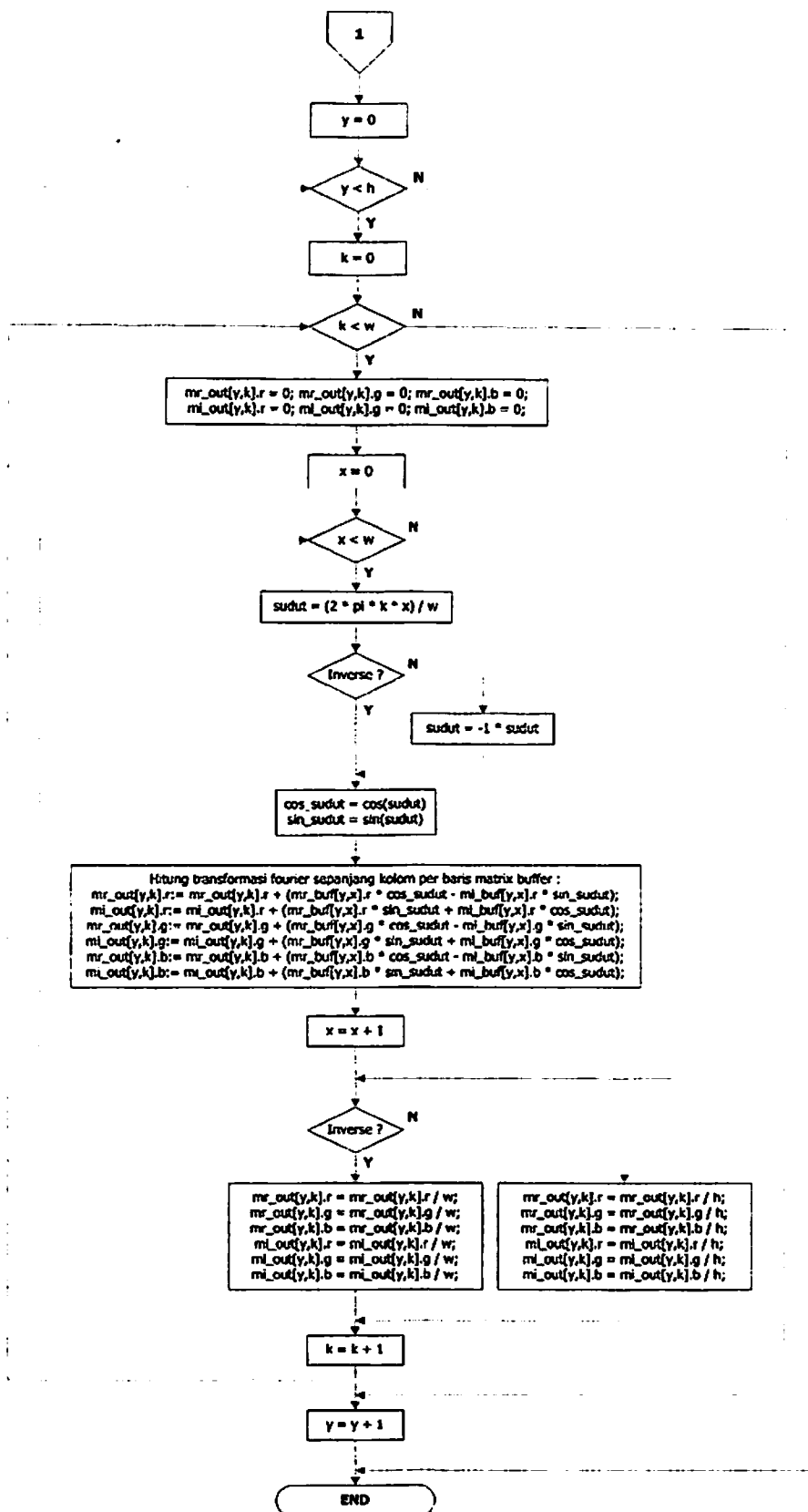
Citra Morfologi Gigi Hasil Rekonstruksi Hologram	Statistik	Sebelum Difilter			Sesudah Difilter (<i>Low Pass Freq. F.</i>)		
		R	G	B	R	G	B
1. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (80° , $r = 70$)	Modus	34	4	5	33	4	5
	Median	34	4	5	34	3	5
	Mean	37.4	3.7	5.3	36.9	3.2	4.8
2. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sebelum pemanasan (90° , $r = 70$)	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
3. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (80° , $r = 70$)	Modus	41	13	15	39	12	15
	Median	45	13	15	45	12	15
	Mean	46.1	12.8	15.6	45.6	12.3	15.1
4. Gigi <i>insisivus</i> kedua atas sesudah pemanasan (90° , $r = 70$)	Modus	35	13	15	34	12	14
	Median	43	13	15	43	12	15
	Mean	44.7	12.9	15.3	44.2	12.4	14.8
5. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 60° , $r = 150$)	Modus	1	0	4	1	0	4
	Median	90	1	4	90	1	4
	Mean	77.1	1.9	5.1	76.7	1.4	4.6
6. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 70° , $r = 150$)	Modus	1	0	2	1	0	4
	Median	87	1	4	87	1	4
	Mean	75.9	2.1	5.3	75.4	1.6	4.8
7. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 80° , $r = 150$)	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
8. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (10 MP, 90° , $r = 150$)	Modus	183	0	5	170	0	4
	Median	152	2	10	151	1	9
	Mean	139.9	3.8	11.9	139.4	3.3	11.4
9. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 60° , $r = 200$)	Modus	155	0	0	189	0	0
	Median	141	2	0	137	4	4
	Mean	137	6.6	8.4	130.1	10	13.7
10. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 70° , $r = 200$)	Modus	255	0	0	189	0	0
	Median	138	5	4	137	4	4
	Mean	130.6	10.4	14	130.1	10	13.7
11. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 80° , $r = 200$)	Modus	137	0	0	142	0	0
	Median	108	3	0	108	3	2
	Mean	98.9	4.1	4.3	98.4	3.7	4.1
12. Gigi <i>premolar</i> pertama atas (8 MP, 90° , $r = 200$)	Modus	4	0	0	3	0	0
	Median	105	3	1	105	3	2
	Mean	108.3	6.4	7.5	107.7	6.1	7.3

Keterangan : radius filter dalam satuan piksel

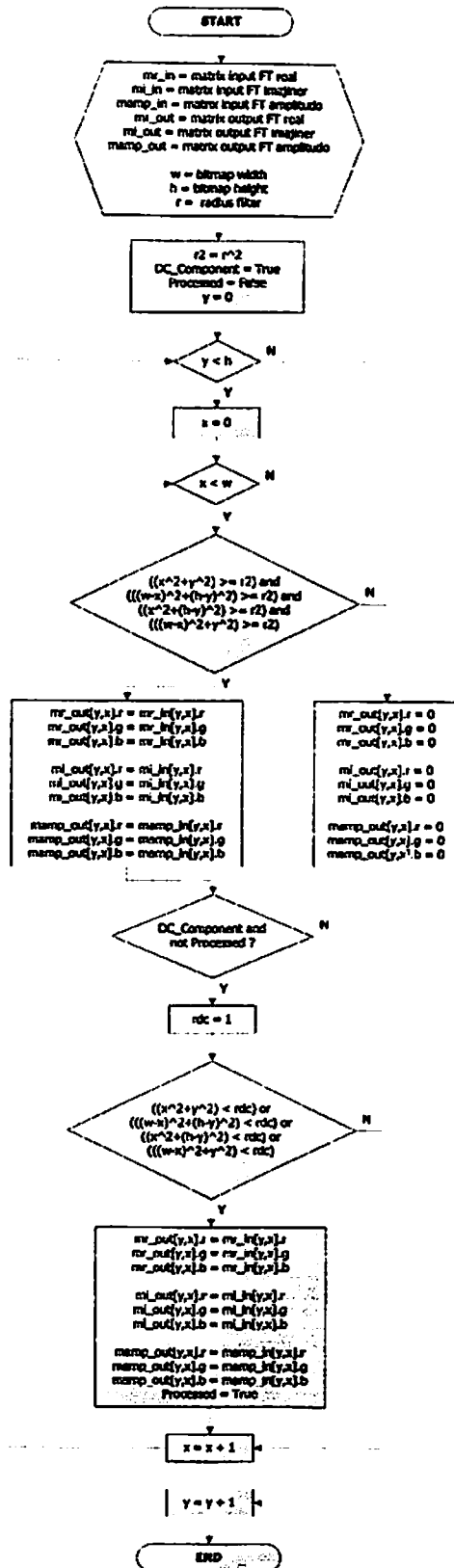
LAMPIRAN 2

Flowchart Filter Frekuensi

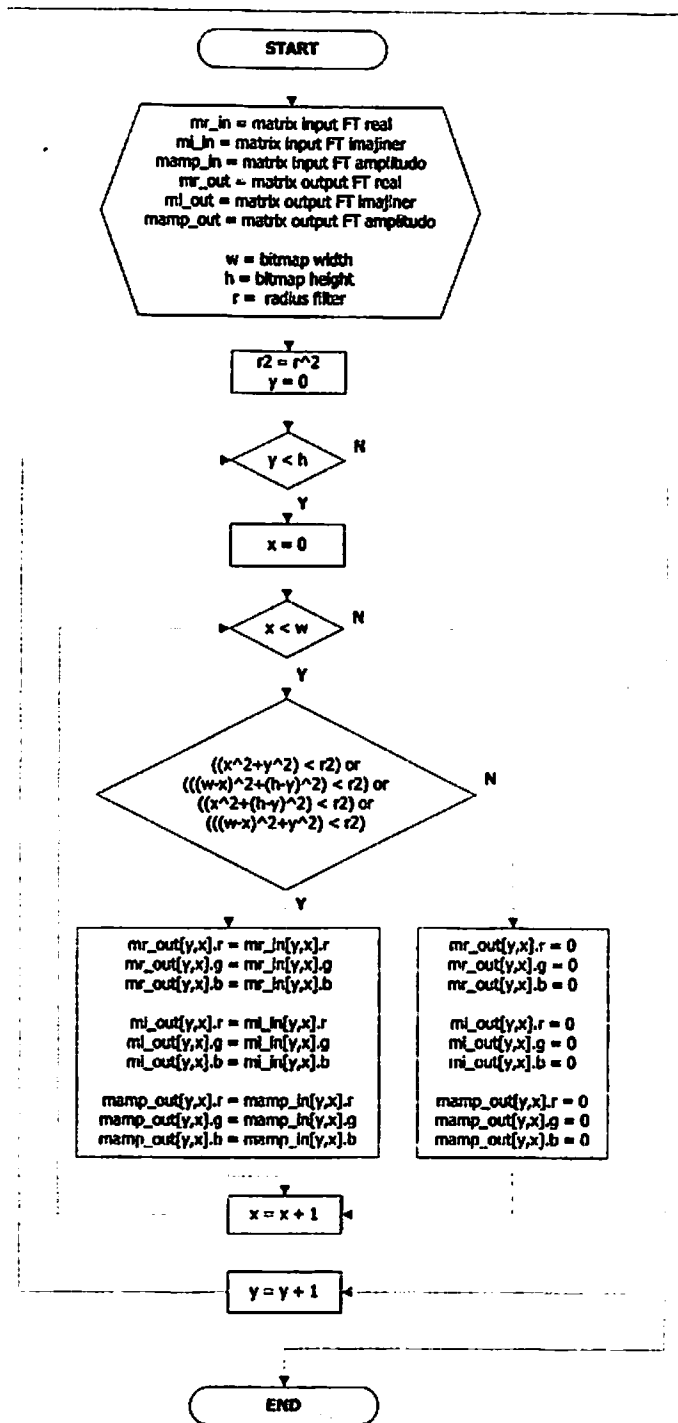




Gambar 1. Flowchart filter frekuensi (Discrete Fourier Transform)



Gambar 2. Flowchart untuk high pass frequency filtering



Gambar 3. Flowchart untuk low pass frequency filtering

LAMPIRAN 3

Listing Program *Image Processing of Hologram*

```

unit U_Spatial;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants,
  Classes, Graphics, Controls, Forms,
  Dialogs, ExtCtrls, ComCtrls, ExtDlgs,
  StdCtrls, TeEngine, Series,
  TeeProcs, Chart, Grids;

const PixelCountMax = 32768;
      NaN           = 0.0/0.0; // Tricky way to
define NaN

type

  pRGBTripleArray = ^TRGBTripleArray;
  TRGBTripleArray = array[0..PixelCountMax-
1] of TRGBTriple;

  TFilter = record
    matrix: array[0..2, 0..2] of Integer;
    divisor: Integer;
  end;

  TStatistic = record
    Minimum, Maximum: Byte;
    Mode, Median: Byte;
    Mean, StandardDeviation: Double;
  end;

  TStatisticRGB = record
    R, G, B: TStatistic;
  end;

  THistogramArray = array[Byte] of Integer;

  THistogramRGB = record
    R,G,B: THistogramArray;
  end;

  TSpatialFrm = class(TForm)
    pgSpatial: TPageControl;
    tsFilter: TTabSheet;
    tsHistogram: TTabSheet;
    pnlBottom: TPanel;
    sbBefore: TScrollBar;
    imgBefore: TImage;
    sbAfter: TScrollBar;
    lblSpatialFilter: TLabel;
    pnlFilterMethod: TPanel;
    rbMedian: TRadioButton;
    rbHP: TRadioButton;
    rbLP: TRadioButton;
    btnFilter: TButton;
    pnlEnhancement: TPanel;
    pnlLblEnhancement: TPanel;
    lblEnhancement: TLabel;
    btnHistogramEqualization: TButton;
    Histogram_Chart: TChart;
    pnlAbout: TPanel;
    Label1: TLabel;
    Label5: TLabel;
    Label6: TLabel;
    Label7: TLabel;
    Label8: TLabel;
    sgStatBefore: TStringGrid;
    Series_Red_Before: TFastLineSeries;
    Series_Red_After: TFastLineSeries;
    Series_Green_Before: TFastLineSeries;
    Series_Green_After: TFastLineSeries;
    Series_Blue_Before: TFastLineSeries;
    Series_Blue_After: TFastLineSeries;
    sgStatAfter: TStringGrid;
    pnlblimgBefore: TPanel;
    lblimgBefore: TLabel;
    spdSpatial: TSavePictureDialog;
    pnlblimgAfter: TPanel;
    lblimgAfter: TLabel;
    btnSaveImgAfter: TButton;
    pnlblHistogram: TPanel;
    lblHistogram: TLabel;
    btnSaveHistogram: TButton;
    btnSaveDataHistogram: TButton;
    sdSpatial: TSaveDialog;
    pnlblStatisticBefore: TPanel;
    lblStatisticBefore: TLabel;
    pnlblStatisticAfter: TPanel;
    lblStatisticAfter: TLabel;
    btnSaveAllStatistic: TButton;
    Image1: TImage;
    procedure btnLoadClick(Sender: TObject);
    procedure
      btnHistogramEqualizationClick(Sender:
      TObject);
    procedure btnSaveImgAfterClick(Sender:
      TObject);
    procedure
      btnSaveHistogramClick(Sender: TObject);
  end;

```

```

procedure
btnSaveDataHistogramClick(Sender:
TObject);
  procedure
btnSaveAllStatisticClick(Sender: TObject);
  procedure FormCreate(Sender: TObject);
  private
    { Private declarations }

  isLoaded: Boolean;
  Histogram_Before, Histogram_After:
THistogramRGB;
  Statistic_Before, Statistic_After:
TStatisticRGB;

  procedure CloseImageBefore;
  procedure CloseImageAfter;
  procedure CloseImages;
  procedure AutoResizeImageBefore;
  procedure AutoResizeImageAfter;
  procedure Clear_Histogram(var Hist:
THistogramRGB);
  procedure Calculate_Histogram(bmp:
TBitmap; var Hist: THistogramRGB);
  procedure Clear_Statistic(var Stat:
TStatisticRGB);
  procedure Calculate_Statistic(var Hist:
THistogramRGB; var Stat: TStatisticRGB);
  procedure Equalize(bmp: TBitmap);
  procedure View_Stat_Before;
  procedure View_Stat_After;
  procedure SaveHistogramData(FileName:
string);
  procedure SaveStatistic(FileName: string);
  procedure Median(_bmp: Tbitmap);
  procedure Convolve(bmp: TBitmap; f:
TFilter);
  procedure Convolve2(bmp: TBitmap; f:
TFilter);
  procedure HighPass(bmp: TBitmap);
  procedure LowPass1(bmp: TBitmap);
  public
    { Public declarations }
  end;

var
  SpatialFrm: TSpatialFrm;

implementation

uses Math;

{$R *.dfm}

procedure TSpatialFrm.Clear_Histogram(var
Hist: THistogramRGB);
var i: Integer;
begin
  for i:= 0 to 255 do begin
    Hist.R[i]:= 0;
    Hist.G[i]:= 0;
    Hist.B[i]:= 0;
  end;
end;

procedure
TSpatialFrm.Calculate_Histogram(bmp:
TBitmap; var Hist: THistogramRGB);
var x, y, w, h: Integer;
    idx: Byte;
    p: pRGBTripleArray;
begin
  w:= bmp.Width;
  h:= bmp.Height;

  Clear_Histogram(Hist);
  for y:= 0 to h-1 do begin
    p:= bmp.ScanLine[y];
    for x:= 0 to w-1 do begin
      idx:= p[x].rgbtBlue;
      Hist.B[idx]:= Hist.B[idx] + 1;
      idx:= p[x].rgbtGreen;
      Hist.G[idx]:= Hist.G[idx] + 1;
      idx:= p[x].rgbtRed;
      Hist.R[idx]:= Hist.R[idx] + 1
    end
  end
end;

procedure TSpatialFrm.Clear_Statistic(var
Stat: TStatisticRGB);
begin
  Stat.R.Minimum:= 0;
  Stat.R.Maximum:= 0;
  Stat.R.Mode:= 0;
  Stat.R.Median:= 0;
  Stat.R.Mean:= 0.0;
  Stat.R.StandardDeviation:= 0.0;

  Stat.G.Minimum:= 0;
  Stat.G.Maximum:= 0;
  Stat.G.Mode:= 0;
  Stat.G.Median:= 0;
  Stat.G.Mean:= 0.0;
  Stat.G.StandardDeviation:= 0.0;

  Stat.B.Minimum:= 0;
  Stat.B.Maximum:= 0;
  Stat.B.Mode:= 0;

```

```

Stat.B.Median:= 0;
Stat.B.Mean:= 0.0;
Stat.B.StandardDeviation:= 0.0;
end;

```

```

procedure
TSpatialFrm.Calculate_Statistic(var Hist:
THistogramRGB; var Stat: TStatisticRGB);
var Cumulative, N, i: Integer;
MaxFrequency: Integer;
x, xSum, xSqrSum: Extended;
begin

```

```

Stat.R.Minimum:= 0;
while (Stat.R.Minimum<255) and
(Hist.R[Stat.R.Minimum]=0) do
Stat.R.Minimum:= Stat.R.Minimum+1;

```

```

Stat.R.Maximum:= 255;
while (Stat.R.Maximum>0) and
(Hist.R[Stat.R.Maximum]=0) do
Stat.R.Maximum:= Stat.R.Maximum-1;

```

```

Stat.R.Mode:= Stat.R.Minimum;

```

```

MaxFrequency:= Hist.R[Stat.R.Minimum];
for i:= Stat.R.Minimum {+1} to
Stat.R.Maximum do
begin
if Hist.R[i] > MaxFrequency
then begin
Stat.R.Mode:= i;
MaxFrequency:= Hist.R[i]
end
end;

```

```

N:= 0;
xSum:= 0.0;
xSqrSum:= 0.0;
for i:= Stat.R.Minimum to Stat.R.Maximum
do
begin
N:= N+Hist.R[i];
x:= i;
xSum:= xSum+Hist.R[i]*x;
xSqrSum:= xSqrSum+Hist.R[i] * (x*x)
end;

```

```

if N=0 then
Stat.R.Mean:= NaN
else
Stat.R.Mean:= xSum/N;

```

```

IF N<2 then
Stat.R.StandardDeviation:= NaN

```

```

else
Stat.R.StandardDeviation:= sqrt((xSqrSum
-N*SQR(Stat.R.Mean)) / (N-1) );

```

```

// Median is value with half of values
above and below.

```

```

Cumulative:= 0;
i:= Stat.R.Minimum;
while (Cumulative < N div 2) and (i < 255)
do begin
Cumulative:= Cumulative + Hist.R[i];
if Cumulative < N div 2 then // fix for
when all 0s
i:= i + 1
END;
Stat.R.Median := i;

```

```

procedure
TSpatialFrm.View_Histogram_Before;
var i, cnt: Integer;
begin
cnt:=
imgBefore.Picture.Bitmap.Width*imgBefore
.Picture.Bitmap.Height;
Series_Red_Before.Clear;
Series_Green_Before.Clear;
Series_Blue_Before.Clear;
Series_Red_After.Clear;
Series_Green_After.Clear;
Series_Blue_After.Clear;
for i:= 0 to 255 do begin

```

```

Series_Red_Before.AddXY(i,Histogram_Befo
re.R[i]);

```

```

Series_Green_Before.AddXY(i,Histogram_Be
fore.G[i]);

```

```

Series_Blue_Before.AddXY(i,Histogram_Bef
ore.B[i]);
end;
end;

```

```

procedure
TSpatialFrm.View_Histogram_After;
var i, cnt: Integer;
begin
cnt:=
imgAfter.Picture.Bitmap.Width*imgAfter.Pi
cture.Bitmap.Height;
Series_Red_After.Clear;
Series_Green_After.Clear;
Series_Blue_After.Clear;
for i:= 0 to 255 do begin

```

```
Series_Red_After.AddXY(i,Histogram_After.
R[i]);
```

```
Series_Green_After.AddXY(i,Histogram_Afte
r.G[i]);
```

```
Series_Blue_After.AddXY(i,Histogram_After.
B[i]);
end;
end;
```

```
procedure TSPatialFrm.View_Stat_Before;
```

```
var x, y, rc, cc: Integer;
```

```
begin
```

```
rc:= sgStatBefore.RowCount;
```

```
cc:= sgStatBefore.ColCount;
```

```
for x:= 0 to cc-1 do
```

```
for y:= 0 to rc-1 do
```

```
sgStatBefore.Cells[x,y]:= "";
```

```
sgStatBefore.Cells[0,0]:= 'Stat\RGB';
```

```
sgStatBefore.Cells[0,1]:= 'Min';
```

```
sgStatBefore.Cells[0,2]:= 'Max';
```

```
sgStatBefore.Cells[0,3]:= 'Modus';
```

```
sgStatBefore.Cells[0,4]:= 'Median';
```

```
sgStatBefore.Cells[0,5]:= 'Mean';
```

```
sgStatBefore.Cells[0,6]:= 'Std Dev';
```

```
sgStatBefore.Cells[1,0]:= 'Red';
```

```
sgStatBefore.Cells[2,0]:= 'Green';
```

```
sgStatBefore.Cells[3,0]:= 'Blue';
```

```
sgStatBefore.Cells[1,1]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.R.Minimum]);
```

```
sgStatBefore.Cells[1,2]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.R.Maximum]);
```

```
sgStatBefore.Cells[1,3]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.R.Mode]);
```

```
sgStatBefore.Cells[1,4]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.R.Median]);
```

```
sgStatBefore.Cells[1,5]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_Before.R.Mean]);
```

```
sgStatBefore.Cells[1,6]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_Before.R.StandardD
eviation]);
```

```
sgStatBefore.Cells[2,1]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.G.Minimum]);
```

```
sgStatBefore.Cells[2,2]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.G.Maximum]);
```

```
sgStatBefore.Cells[2,3]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.G.Mode]);
```

```
sgStatBefore.Cells[2,4]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.G.Median]);
```

```
sgStatBefore.Cells[2,5]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_Before.G.Mean]);
```

```
sgStatBefore.Cells[2,6]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_Before.G.StandardD
eviation]);
```

```
sgStatBefore.Cells[3,1]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.B.Minimum]);
```

```
sgStatBefore.Cells[3,2]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.B.Maximum]);
```

```
sgStatBefore.Cells[3,3]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.B.Mode]);
```

```
sgStatBefore.Cells[3,4]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_Before.B.Median]);
```

```
sgStatBefore.Cells[3,5]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_Before.B.Mean]);
```

```
sgStatBefore.Cells[3,6]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_Before.B.StandardD
eviation]);
```

```
end;
```

```
procedure TSPatialFrm.View_Stat_After;
```

```
var x, y, rc, cc: Integer;
```

```
begin
```

```
rc:= sgStatAfter.RowCount;
```

```
cc:= sgStatAfter.ColCount;
```

```
for x:= 0 to cc-1 do
```

```
for y:= 0 to rc-1 do
```

```
sgStatAfter.Cells[x,y]:= "";
```

```
sgStatAfter.Cells[0,0]:= 'Stat\RGB';
```

```
sgStatAfter.Cells[0,1]:= 'Min';
```

```
sgStatAfter.Cells[0,2]:= 'Max';
```

```
sgStatAfter.Cells[0,3]:= 'Modus';
```

```
sgStatAfter.Cells[0,4]:= 'Median';
```

```
sgStatAfter.Cells[0,5]:= 'Mean';
```

```
sgStatAfter.Cells[0,6]:= 'Std Dev';
```

```
sgStatAfter.Cells[1,0]:= 'Red';
```

```
sgStatAfter.Cells[2,0]:= 'Green';
```

```
sgStatAfter.Cells[3,0]:= 'Blue';
```

```
sgStatAfter.Cells[1,1]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_After.R.Minimum]);
```

```
sgStatAfter.Cells[1,2]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_After.R.Maximum]);
```

```
sgStatAfter.Cells[1,3]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_After.R.Mode]);
```

```
sgStatAfter.Cells[1,4]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_After.R.Median]);
```

```
sgStatAfter.Cells[1,5]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_After.R.Mean]);
```

```
sgStatAfter.Cells[1,6]:=
```

```
Format('%1f',[Statistic_After.R.StandardDe
viation]);
```

```
sgStatAfter.Cells[2,1]:=
```

```
Format('%d',[Statistic_After.G.Minimum]);
```



```

sgStatAfter.Cells[2,2]:=
Format('%d',[Statistic_After.G.Maximum]);
sgStatAfter.Cells[2,3]:=
Format('%d',[Statistic_After.G.Mode]);
sgStatAfter.Cells[2,4]:=
Format('%d',[Statistic_After.G.Median]);
sgStatAfter.Cells[2,5]:=
Format('%1f',[Statistic_After.G.Mean]);
sgStatAfter.Cells[2,6]:=
Format('%1f',[Statistic_After.G.StandardDe
viation]);

```

```

sgStatAfter.Cells[3,1]:=
Format('%d',[Statistic_After.B.Minimum]);
sgStatAfter.Cells[3,2]:=
Format('%d',[Statistic_After.B.Maximum]);
sgStatAfter.Cells[3,3]:=
Format('%d',[Statistic_After.B.Mode]);
sgStatAfter.Cells[3,4]:=
Format('%d',[Statistic_After.B.Median]);
sgStatAfter.Cells[3,5]:=
Format('%1f',[Statistic_After.B.Mean]);
sgStatAfter.Cells[3,6]:=
Format('%1f',[Statistic_After.B.StandardDe
viation]);

```

```
end;
```

```

procedure
TSpatialFrm.SaveHistogramData(FileName:
string);
var stl: TStrings;
    i: Integer;
begin
stl:= TStringList.Create;
try
stl.Add('Histogram of Original Image');
stl.Add('RGB Index,Red,Green,Blue');

for i:= 0 to 255 do

stl.Add(IntToStr(i)+' '+IntToStr(Histogram_B
efore.R[i])+' '+IntToStr(Histogram_Before.G[
i])+' '+IntToStr(Histogram_Before.B[i]));

stl.Add("");
stl.Add("");
stl.Add('Histogram of Filtered Image');
stl.Add('RGB Index,Red,Green,Blue');

for i:= 0 to 255 do

stl.Add(IntToStr(i)+' '+IntToStr(Histogram_A
fter.R[i])+' '+IntToStr(Histogram_After.G[i])+
'+IntToStr(Histogram_After.B[i]));

```

```

stl.SaveToFile(FileName);
finally
stl.Free
end;
end;

```

```

procedure TSpatialFrm.Median(_bmp:
Tbitmap);

```

```

var i, j, k, x, y, w, h: Integer;
rows1, rows2, rows3: pRGBTripleArray;
colors: array of array of Byte;
temp: Byte;

```

```

begin
w:= _bmp.Width;
h:= _bmp.Height;
SetLength(colors, 3, 9);
for y:= 1 to h-2 do begin
rows1:= _bmp.ScanLine[y-1];
rows2:= _bmp.ScanLine[y];
rows3:= _bmp.ScanLine[y+1];
for x:=1 to w-2 do begin
colors[0,0]:= rows1[x-1].rgbtBlue;
colors[0,1]:= rows1[x].rgbtBlue;
colors[0,2]:= rows1[x+1].rgbtBlue;
colors[0,3]:= rows2[x-1].rgbtBlue;
colors[0,4]:= rows2[x].rgbtBlue;
colors[0,5]:= rows2[x+1].rgbtBlue;
colors[0,6]:= rows3[x-1].rgbtBlue;
colors[0,7]:= rows3[x].rgbtBlue;
colors[0,8]:= rows3[x+1].rgbtBlue;

```

```

colors[1,0]:= rows1[x-1].rgbtGreen;
colors[1,1]:= rows1[x].rgbtGreen;
colors[1,2]:= rows1[x+1].rgbtGreen;
colors[1,3]:= rows2[x-1].rgbtGreen;
colors[1,4]:= rows2[x].rgbtGreen;
colors[1,5]:= rows2[x+1].rgbtGreen;
colors[1,6]:= rows3[x-1].rgbtGreen;
colors[1,7]:= rows3[x].rgbtGreen;
colors[1,8]:= rows3[x+1].rgbtGreen;

```

```

colors[2,0]:= rows1[x-1].rgbtRed;
colors[2,1]:= rows1[x].rgbtRed;
colors[2,2]:= rows1[x+1].rgbtRed;
colors[2,3]:= rows2[x-1].rgbtRed;
colors[2,4]:= rows2[x].rgbtRed;
colors[2,5]:= rows2[x+1].rgbtRed;
colors[2,6]:= rows3[x-1].rgbtRed;
colors[2,7]:= rows3[x].rgbtRed;
colors[2,8]:= rows3[x+1].rgbtRed;

```

```

for k:= 0 to 2 do
for i:= 0 to 7 do
for j:= i+1 to 8 do

```

```

    if colors[k,i]>=colors[k,j] then begin
        temp:= colors[k,i];
        colors[k,i]:= colors[k,j];
        colors[k,j]:= temp
    end;

    rows2[x].rgbtBlue:= colors[0,4];
    rows2[x].rgbtGreen:= colors[1,4];
    rows2[x].rgbtRed:= colors[2,4];

end
end;
colors:= nil;
end;
procedure    TSpatialFrm.Convolve(bmp:
TBitmap; f: TFilter);
var x, y, w, h: Integer;
    r1, r2, r3: pRGBTripleArray;
begin
    w:= bmp.Width;
    h:= bmp.Height;
    for y:= 1 to h-2 do begin
        r1:= bmp.ScanLine[y-1];
        r2:= bmp.ScanLine[y];
        r3:= bmp.ScanLine[y+1];
        for x:=1 to w-2 do begin
            r2[x].rgbtBlue:=
                SetValue(
                    (r1[x-
1].rgbtBlue*f.matrix[0,0]+r1[x].rgbtBlue*f.
matrix[0,1]+r1[x+1].rgbtBlue*f.matrix[0,2]+
                    r2[x-
1].rgbtBlue*f.matrix[1,0]+r2[x].rgbtBlue*f.
matrix[1,1]+r2[x+1].rgbtBlue*f.matrix[1,2]+
                    r3[x-
1].rgbtBlue*f.matrix[2,0]+r3[x].rgbtBlue*f.
matrix[2,1]+r3[x+1].rgbtBlue*f.matrix[2,2])
                    div f.divisor);
            r2[x].rgbtGreen:=
                SetValue(
                    (r1[x-
1].rgbtGreen*f.matrix[0,0]+r1[x].rgbtGreen
*f.matrix[0,1]+r1[x+1].rgbtGreen*f.matrix[0
,2]+
                    r2[x-
1].rgbtGreen*f.matrix[1,0]+r2[x].rgbtGreen
*f.matrix[1,1]+r2[x+1].rgbtGreen*f.matrix[1
,2]+
                    r3[x-
1].rgbtGreen*f.matrix[2,0]+r3[x].rgbtGreen
*f.matrix[2,1]+r3[x+1].rgbtGreen*f.matrix[2
,2])
                    div f.divisor);
            r2[x].rgbtRed:=
                SetValue(
                    (r1[x-
1].rgbtRed*f.matrix[0,0]+r1[x].rgbtRed*f.m
atrix[0,1]+r1[x+1].rgbtRed*f.matrix[0,2]+
                    r2[x-
1].rgbtRed*f.matrix[1,0]+r2[x].rgbtRed*f.m
atrix[1,1]+r2[x+1].rgbtRed*f.matrix[1,2]+
                    r3[x-
1].rgbtRed*f.matrix[2,0]+r3[x].rgbtRed*f.m
atrix[2,1]+r3[x+1].rgbtRed*f.matrix[2,2])
                    div f.divisor);
        end
    end
end;

procedure    TSpatialFrm.HighPass(bmp:
TBitmap);
// -1 -1 -1
// -1 9 -1
// -1 -1 -1 /1
var f: TFilter;
begin
    f.matrix[0,0]:= -1;    f.matrix[0,1]:= -1;
    f.matrix[0,2]:= -1;
    f.matrix[1,0]:= -1;    f.matrix[1,1]:= 9;
    f.matrix[1,2]:= -1;
    f.matrix[2,0]:= -1;    f.matrix[2,1]:= -1;
    f.matrix[2,2]:= -1;
    f.divisor:= 1;
    Convolve2(bmp, f);
end;

procedure    TSpatialFrm.LowPass(bmp:
TBitmap);
// 1 1 1
// 1 1 1
// 1 1 1 /9
var f: TFilter;
begin
    f.matrix[0,0]:= 1;    f.matrix[0,1]:= 1;
    f.matrix[0,2]:= 1;
    f.matrix[1,0]:= 1;    f.matrix[1,1]:= 1;
    f.matrix[1,2]:= 1;
    f.matrix[2,0]:= 1;    f.matrix[2,1]:= 1;
    f.matrix[2,2]:= 1;
    f.divisor:= 9;
    Convolve(bmp, f);
end;

procedure
TSpatialFrm.btnLoadClick(Sender: TObject);
var _bmp: TBitmap;
    isContinue: Boolean;
begin
    isContinue:= False;

```

```

opdSpatial.InitialDir:=
ExtractFilePath(Application.ExeName);
if opdSpatial.Execute then begin
  _bmp:= TBitmap.Create;
  try

    _bmp.LoadFromFile(opdSpatial.FileName);
    if _bmp.PixelFormat=pf24bit then
      isContinue:= True
    else
      MessageDlg('Only support 24 bit
bitmap file !', mtWarning, [mbOK], 0);
    finally
      _bmp.Free
    end;

    if isContinue then begin
      CloselImages;

      imgBefore.Picture.LoadFromFile(opdSpatial.
FileName);
      AutoResizelImageBefore;

      Calculate_Histogram(imgBefore.Picture.Bit
map,Histogram_Before);
      View_Histogram_Before;
      Clear_Statistic(Statistic_Before);
      Clear_Statistic(Statistic_After);

      Calculate_Statistic(Histogram_Before,Statist
ic_Before);
      View_Stat_Before;
      View_Stat_After;
      isLoaded:= True;
    end
  end;
end;

procedure
TSpatialFrm.btnFilterClick(Sender: TObject);
var Old_Cursor: TCursor;
begin
  if not isLoaded then
    Exit;
  Old_Cursor:= Screen.Cursor;
  Screen.Cursor:= crHourGlass;
  try
    CloselImageAfter;

    imgAfter.Picture.Bitmap.Assign(imgBefore.P
icture.Bitmap);
    if rbMedian.Checked then
      Median(imgAfter.Picture.Bitmap)
    else if rbHP.Checked then
      HighPass(imgAfter.Picture.Bitmap)
    else if rbLP1.Checked then
      LowPass1(imgAfter.Picture.Bitmap)
    else if rbLP2.Checked then
      LowPass2(imgAfter.Picture.Bitmap)
    else if rbLP3.Checked then
      LowPass3(imgAfter.Picture.Bitmap)
    else if rbLP4.Checked then
      LowPass4(imgAfter.Picture.Bitmap);
    AutoResizelImageAfter;

    Calculate_Histogram(imgAfter.Picture.Bitma
p,Histogram_After);
    View_Histogram_After;
    Clear_Statistic(Statistic_After);

    Calculate_Statistic(Histogram_After,Statistic
_After);
    View_Stat_After;
  finally
    Screen.Cursor:= Old_Cursor
  end
end;

procedure TSpatialFrm.FormShow(Sender:
TObject);
begin
  pgSpatial.ActivePageIndex:= 0;
end;

procedure
TSpatialFrm.btnSaveImgAfterClick(Sender:
TObject);
begin
  spdSpatial.InitialDir:=
ExtractFilePath(Application.ExeName);
  if spdSpatial.Execute then begin

    imgAfter.Picture.SaveToFile(spdSpatial.FileN
ame);
  end;
end;

procedure
TSpatialFrm.btnSaveHistogramClick(Sender:
TObject);
begin
  if not isLoaded then
    Exit;
  spdSpatial.InitialDir:=
ExtractFilePath(Application.ExeName);
  if spdSpatial.Execute then begin

    Histogram_Chart.SaveToBitmapFile(spdSpat
ial.FileName);

```

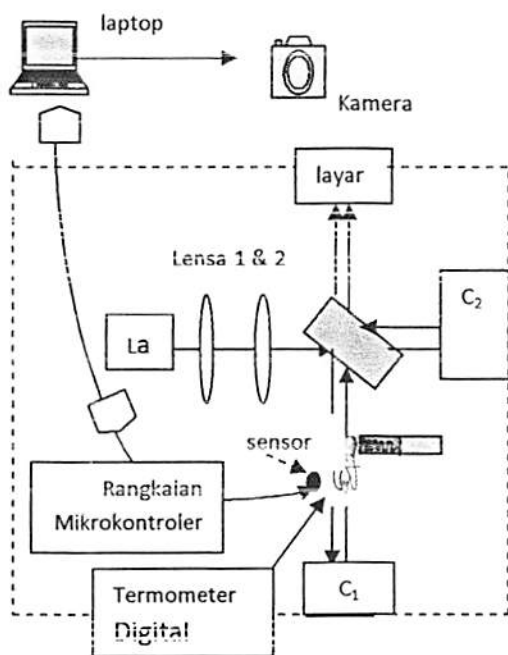
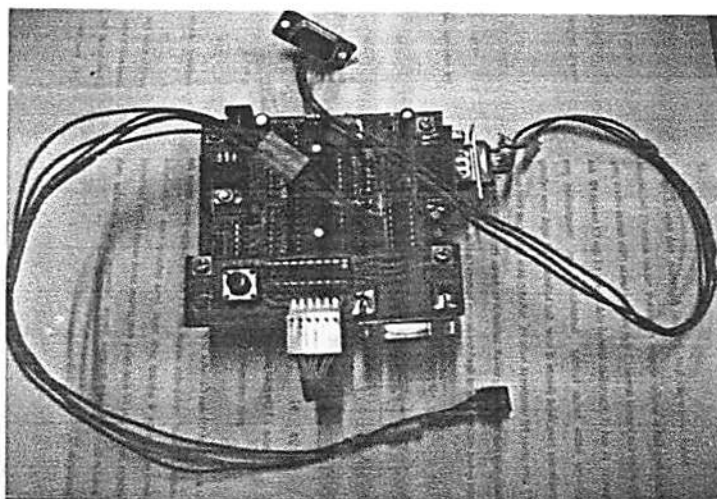
```
end;  
end;
```

```
procedure  
TSpatialFrm.btnSaveDataHistogramClick(Se  
nder: TObject);  
begin  
  if not isLoading then  
    Exit;  
  sdSpatial.InitialDir:=  
ExtractFilePath(Application.ExeName);  
  if sdSpatial.Execute then begin  
    SaveHistogramData(sdSpatial.FileName);  
  end;  
end;
```

```
procedure  
TSpatialFrm.btnSaveAllStatisticClick(Sender:  
TObject);  
begin  
  if not isLoading then  
    Exit;  
  sdSpatial.InitialDir:=  
ExtractFilePath(Application.ExeName);  
  if sdSpatial.Execute then begin  
    SaveStatistic(sdSpatial.FileName);  
  end;  
end;
```

LAMPIRAN 4

DESAIN SISTEM INTERFACING UNTUK DETEKSI DEFORMASI SUHU



PUBLIKASI YANG DIHASILKAN :

- 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)**
-



Sertifikat

SEMINAR NASIONAL BASIC SCIENCE

Diberikan Kepada :

Dr. Retna Apsari, M.Si

Atas partisipasinya dalam kegiatan
Seminar Nasional Basic Science VII

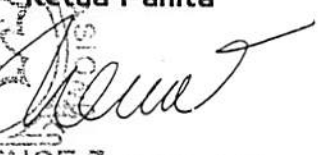
Sebagai:

Pemakalah Oral

Malang, 20 Februari 2010

PENGHIMPUN
Mengetahui,
Dekan Fakultas MIPA UB

Prof. Dr. M. Fajono, M.Phil.
NIP. 19521116 198803 1 004

SEMIMAR
Ketua Panitia
2010

BASIC SCIENCE
Widodo, Ph.D Med. Sc.
NIP. 19730811 200003 1 002



Nikon



Potensi Interferometer Michelson Realtime Untuk Deteksi Deformasi Material Resin Composite Akibat Suhu

Retna Apsari¹⁾

¹⁾Departemen Fisika F. MIPA Universitas Airlangga
Email : retnoapsari@unair.ac.id

ABSTRAK

Telaah dilakukan penelitian yang bertujuan membangun sistem deteksi deformasi material resin komposit akibat suhu secara realtime berbasis salah satu metode optik interferometri Michelson. Material resin komposit tersebut merupakan salah satu bahan untuk pembuatan gigi tiruan di bidang kedokteran gigi. Interferometer Michelson menggunakan sumber cahaya laser He-Ne dengan panjang gelombang 632,8 nm dimana outputnya berupa pola gelap terang yang disebut rumbai (fringe). Di salah satu lengan interferometer tersebut diletakkan material gigi tiruan, yang dipanasi dengan menggunakan solder mulai dari suhu 30^o C sampai dengan 60^o C dengan interval kenaikan suhu sebesar 5^o C. Pola interferensi berupa rumbai konsentris yang dihasilkan pada saat pemanasan, di potret dengan kamera digital merk Canon power shot A 640 dengan resolusi 10.0 Mega pixels dengan perekaman konvensional dan realtime.

Sensor suhu yang digunakan adalah DS1620 dan alat bantu Mikrokontroler AT89S51 yang terhubung ke laptop melalui port serial untuk menunjang tercapainya keadaan realtime. Sensor suhu mengirimkan data digital masuk ke rangkaian mikrokontroler tersebut yang terhubung ke laptop dengan menggunakan port serial. Data yang masuk ke laptop dikonversi ke bentuk desimal kemudian ditampilkan dalam bentuk tampilan Delphi. Dengan pemrograman berbahasa Delphi tersebut, kamera digital dikendalikan untuk mengambil gambar rumbai secara otomatis dan real time pada suhu 30^o C sampai dengan 60^o C dengan interval kenaikan suhu sebesar 5^o C. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kalibrasi suhu telah sesuai dengan kalibrator yaitu termometer digital, kalibrasi jumlah rumbai telah sesuai dengan kalibrator yaitu jumlah rumbai dengan metode konvensional, dan kalibrasi waktu tenggat atau delay sebesar (1,8 ± 0,7)detik. Diharapkan metode ini merupakan tonggak awal aplikasi interferometer berbasis laser dan mikrokontroler secara real time untuk salah satu karakterisasi pada bidang kedokteran gigi yaitu deteksi ketahanan material gigi tiruan dan implat terhadap deformasi suhu.

Kata kunci : interferometer michelson real time, mikrokontroler AT89S51, deformasi, resin komposit, sensor suhu DS1620

1. Pendahuluan/Pengantar

Gigi merupakan salah satu organ tubuh yang memegang peranan penting. Bukan hanya sebagai alat untuk memotong dan mengunyah makanan saja, tetapi juga untuk membentuk tulang pipi dan membantu berbicara dengan jelas. Selain itu, gigi dan mulut merupakan jendela awal dari deteksi dini penyakit. Karena alasan kesehatan dan estetik itulah, masyarakat mulai memperhatikan penampilan gigi dewasa ini.

Seiring dengan perkembangan teknologi bidang kedokteran gigi yaitu upaya untuk mencegah penyakit lebih dikedepankan daripada upaya untuk mengobati penyakit. Untuk itu penelitian ini merupakan salah satu upaya untuk mendesign piranti diagnosis alternatif yang minim efek samping (*non destructive, non invasive, non ionisasi*). Interferometer Michelson adalah salah satu metode optik yang merupakan piranti pendeteksian alternatif yang ditawarkan pada penelitian.

Interferometer Michelson digunakan untuk mendeteksi deformasi gigi acrylic akibat perubahan suhu. Digunakannya interferometer Michelson dengan alasan desain instrumen optik dan elektronik dari interferometer Michelson lebih sederhana dibandingkan interferometer holografi, dan lebih murah jika dibandingkan dengan penghasil citra yang lain seperti *Magnetic Resonance Imaging (MRI), CT-Scan,* dan *Optical Coherence Tomography* [1].

Laboratorium Fisika Optik dan Aplikasi Laser Universitas Airlangga telah mengembangkan penelitian yang berbasis fenomena interferensi dan kohorensi untuk mendeteksi perubahan suhu, dilakukan oleh [2] yaitu dengan pemanasan dengan objek sampel lilin dengan metode interferometer

Mach-Zehnder. Penelitian tersebut bertujuan menunjukkan kelinieritasan interferometer Mach-Zehnder dengan termokopel. Kelemahan penelitian tersebut terletak pada pemotretan frinjinya yang dilakukan secara manual meskipun telah menggunakan kamera digital, sehingga kepresisiannya kurang baik. Penelitian berikutnya dilakukan oleh Fuhaid [3] yaitu pemanasan logam dengan metode Interferometer Michelson untuk mengetahui koefisien muai panjangnya. Penelitian koefisien muai panjang ini sudah mulai merambah ke arah real time yaitu dengan digunakannya rangkaian pengendali yang terhubung ke komputer dan kamera CCD untuk menangkap perubahan frinji yang terjadi akibat pemuai. Tetapi penelitian ini menggunakan logam, sehingga dibutuhkan pemanasan tinggi menggunakan termokopel, selain itu pada penelitian ini digunakan software buatan pabrik sehingga tidak dapat digunakan untuk mengendalikan perangkat lain. Penelitian dengan menggunakan Interferometer Michelson juga dilakukan oleh Salamah [4] yaitu menentukan koefisien difusi larutan dengan menghitung jarak antar rumbainya. Tetapi penelitian ini juga masih menggunakan sistem konvensional karena kamera digital masih dioperasikan secara manual.

Selain itu telah dilakukan penelitian tentang kekuatan tekan bahan material gigi tiruan yang direndam dengan suhu yang berbeda oleh Herawati [5]. Pada penelitian tersebut menggunakan material gigi yang biasanya dipakai sebagai tumpatan atau tambal gigi berupa resin komposit yang direndam dalam air dengan suhu berbeda mulai suhu 5°C sampai dengan 60°C untuk mengetahui kekuatan tekannya. Hasil penelitian ini tidak begitu baik karena pada akhirnya tidak terjadi perubahan apapun. Penelitian selanjutnya adalah sistem pengendali temperatur pada inkubator oleh Christin Rahayu [6]. Pada tersebut setiap kenaikan suhu inkubator telah terdeteksi secara real time dengan menggunakan rangkaian pengendali yang terhubung ke PC melalui sambungan Port Paralel. Penelitian ini menggunakan metode interferometer Michelson, dengan memanasi obyek sampel gigi (gigi tiruan dan material gigi) menggunakan elemen pemanas solder dan variasi suhu dimulai dari suhu kamar sampai dengan 60°C dengan interval 5°C secara real time [7], yang terhubung ke laptop melalui port serial.

Sumber cahaya yang digunakan pada penelitian ini adalah laser He-Ne yang memiliki panjang gelombang 632.8 nm sebagai sumber cahayanya, dan dihasilkan rumbai (frinji) yang akan ditangkap secara real time tiap interval suhu. Penggunaan metode real time dalam penelitian ini bertujuan agar perubahan suhu yang sebesar 5°C dapat tertangkap secara tepat. Agar deformasi suhu pada gigi benar-benar tertangkap secara real time, maka digunakan laptop yang telah dilengkapi oleh software berbahasa pemrograman Delphi yang akan mengendalikan kamera dalam mengambil pola interferensi (frinji) setiap ada kenaikan interval suhu sebesar 5°C . Kenaikan suhu gigi akan diterima oleh laptop melalui informasi yang diberikan oleh sensor suhu dan rangkaian mikrokontroler dengan keluaran digital agar informasi dari sensor suhu dapat diterima oleh laptop melalui port Serial

Pada penelitian sebelumnya telah digunakan port paralel sebagai alat *interfacingnya* [2]. Meskipun paralel port mampu menerima inputan sebesar 8 bit dalam sekali detak, namun dari segi ekonomisnya port serial lebih unggul. Hal ini dikarenakan port serial memiliki PIN yang jauh lebih sedikit dibandingkan dengan paralel port. Port serial DB 9 memiliki 9 PIN dengan satu PIN input, satu PIN output dan satu PIN ground sehingga dalam pengaplikasiannya cukup memakai tiga kabel. Sedangkan paralel port memiliki 8 PIN input, 8 Pin output dan 8 ground, dan dalam pengaplikasiannya dibutuhkan setidaknya 20 kabel.

Penelitian ini merupakan tonggak awal aplikasi interferometer berbasis laser dan mikrokontroler secara real time dibidang kedokteran gigi pada umumnya, dan untuk karakterisasi gigi tiruan dan material gigi pada khususnya

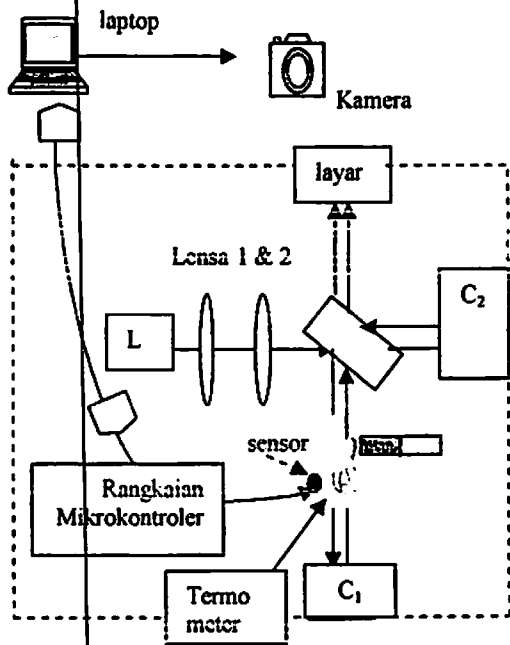
Interferometer merupakan seperangkat alat untuk mempelajari interferensi. Interferometer diklasifikasikan menjadi dua, yaitu interferometer yang berdasarkan pembagian muka gelombang dan interferometer yang bekerja berdasarkan pembagian amplitudo. Percobaan Young merupakan salah satu contoh dari interferensi yang bekerja berdasarkan pembagian muka gelombang, sedangkan interferometer yang memanfaatkan pembagian amplitudo antara lain adalah interferometer Michelson [4]. Interferometer Michelson merupakan piranti untuk mempelajari interferensi dua berkas cahaya berdasarkan pembagian amplitudo gelombang.

2. MATERIAL DAN METODE

Penelitian dilakukan di laboratorium Fisika Optik Dan Aplikasi Laser, Departemen Fisika Sain dan Teknologi Universitas Airlangga Surabaya.

Alat penelitian disajikan pada Gambar 1. Adapun tahapan penelitian secara keseluruhan disajikan pada Gambar 2.

Alat penelitian terdiri dari seperangkat interferometer Michelson, sensor suhu yang mengukur suhu gigi ketika dipanaskan dengan solder dan termometer sebagai pembanding pembacaan sensor suhu. Sebagai antarmuka dengan PC menggunakan mikrokontroler dengan sambungan komunikasi serial. Kemudian pada PC ditampilkan suhu gigi yang terukur sensor, dan PC mengendalikan kamera untuk mengambil gambar rumbai setelah sensor mengukur adanya kenaikan suhu gigi setiap 5°C.



Gambar 1. Set up peralatan penelitian

3. HASIL

1. Data kalibrasi Suhu Sensor dengan termometer digital beserta waktu tenggatnya atau delay (Δt).

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 .1.

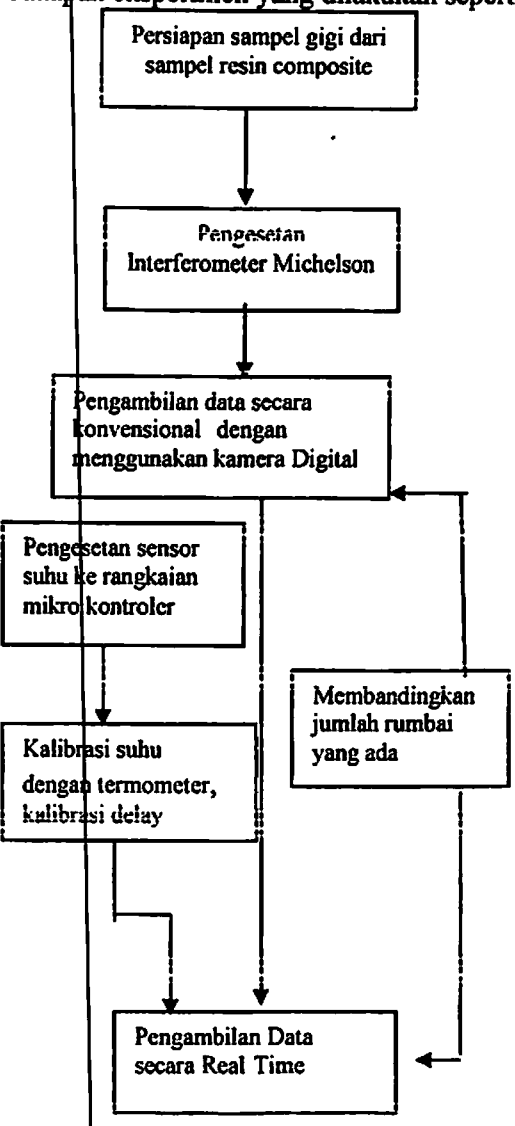
Berdasarkan data Tabel 1, maka nilai penyimpangan adalah:

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

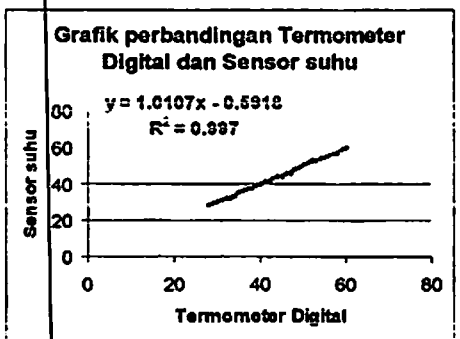
Sedangkan tingkat kinerja sensor adalah sebesar = 100% - 0,3% = 99,7

2. Data kalibrasi jumlah rumbai antara metode konvensional dan metode real time yang dibangun pada penelitian.

Tahapan eksperimen yang dilakukan seperti pada Gambar 2.



Gambar 2. Tahapan Eksperimen



Gambar 3. Grafik perbandingan antara sensorsuhu dengan termometer digital

Tabel 1. 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	1.715
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 1 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 2.

Tabel 2. Jumlah rumbai

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

Contoh rumbai yang dihasilkan dari sistem interferometer michelson realtime pada suhu 60° C disajikan pada Gambar 4.



Gambar 4. Rumbai hasil sistem interferometer realtime untuk suhu pemanasan 60° C

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

4. KESIMPULAN

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan maka dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Sistem interferometer Michelson yang berbasis laser dapat dipadukan dengan sebuah instrumen elektronik berbasis mikrokontroler yang dikendalikan oleh software menggunakan bahasa pemrograman Delphi guna mendeteksi deformasi gigi tiruan akrilik dan material gigi resin komposit akibat perubahan suhu.
2. Sistem real time yang dibangun pada penelitian ini belum mencapai kondisi real time yang sesungguhnya karena masih terdapat *delay* sebesar (1.8 ± 0.7) sekon. Sedangkan prosentase kinerja sensor suhu DS1620 sebesar 99,7 %.
3. Pengembangan metode optis secara real time telah sesuai dengan kalibrator, baik kalibrator suhu ataupun kalibrator rumbai. Dalam hal ini besarnya suhu yang terukur oleh sensor suhu dan ditampilkan melalui bahasa Delphi telah sesuai dengan kalibrator yang ada yaitu termometer digital. Sedangkan jumlah rumbai secara konvensional sama dengan jumlah rumbai secara real time.

UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih disampaikan kepada Ratna Ariyanti yang telah membantu terlaksananya penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Apsari, R. M, M, BHKHJGB HGCDDXFHJLPengembangan Interferometer Berbasis Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI) untuk Analisis Deformasi Suhu Pada Gigi Secara Invitro. Materi Kualifikasi Program Doktor, Program Pasca Sarjana UINAIR, 2007 Surabaya
- [2] Setyorini, W, Pengukuran Medan Termal dengan Metode Interferometer Mach-Zender, Skripsi, Jurusan Fisika Universitas Airlangga, 2002. Surabaya.
- [3] Fuhaid, N, Pemanfaatan Perangkat Komputer untuk Menentukan Koefisien Muai Panjang Benda Menggunakan Interferometer Michelson, Skripsi, Jurusan Fisika Universitas Airlangga, 2004. Surabaya.
- [4] Apsari, R, Trisnaningsih, Salamah. Pemanfaatan CCD dan Interferometer Michelson Untuk Penentuan Koefisien Difusi Larutan Transparan. Jurnal Fisika dan Aplikasinya; Vol 4. No. 1 tahun 2008, hal. 1-5, Institut Teknologi Surabaya.
- [5] Herawati, Kekuatan Tekan Resin Komposit Yang Direndam Dalam Air Dengan Suhu Berbeda. Skripsi, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga, 2001. Surabaya.
- [6] Christin Rahayu, D, Sistem Pengendali Temperatur pada Inkubator Menggunakan Metode Logika Fuzzy (Hardware), Proyek Akhir, Program Studi Diploma Tiga Otomasi Sistem Instrumentasi, 2007. Jurusan Fisika F. MIPA Unair
- [7] Kishen, Murukeshan, Krishnakumar, Asundi, Analysis On The Nature Of Thermally Induced Deformation In Human Dentine By Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI), *Journal of Dentistry* 29 (2001), Biomedical Engineering Research Center, Nanyang Technological University, Singapore.



**SEMINAR NASIONAL
PENGEMBANGAN FISIKA DAN PEMBELAJARAN FISIKA
BERBASIS HASIL PENELITIAN**



Sertifikat

diberikan kepada :

Dr. Retna Apsari, M.Si

atas partisipasinya sebagai :

Pemakalah

dalam acara
SEMINAR NASIONAL
di Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Negeri Surabaya



NIPPA UNESA

Surabaya, 22 Mei 2010
Ketua Pelaksana,

POTENSI INTERFEROMETER HOLOGRAFI SEBAGAI SISTEM ALTERNATIF PENDETEKSI DEFORMASI SUHU PADA GIGI TIRUAN SERTA UNTUK *IMAGING* MORFOLOGINYA

Retna Apsari

Departemen Fisika F. Sains dan Teknologi Universitas Airlangga

Email : retnoapsari@unair.ac.id

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian yang bertujuan untuk membuktikan dan menginformasikan bahwa interferometer holografi penyinaran tunggal dapat aplikasikan sebagai salah satu sistem alternatif pendeteksi deformasi suhu pada gigi tiruan dan potensinya sebagai sistem penghasil image gigi (dental imaging). Ada dua proses penting yang terjadi pada metode interferometri holografi yaitu proses perekaman dan proses rekonstruksi. Image dihasilkan dari citra maya, dan rumbai gelap yang dihasilkan dari citra nyata pada saat proses rekonstruksi hologram. Sistem yang dibangun menggunakan laser He-Ne berpanjang gelombang 632,8 nm dan plat film holografi jenis PEG-01 dengan lama penyinaran sebesar 5-7 detik. Pada penelitian ini imaging dilakukan untuk merakam morfologi gigi tiruan insisivus kedua atas berbahan acrylic dan insisivus pertama atas berbahan keramik.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa image morfologi gigi tiruan insisivus kedua atas berbahan acrylic dapat direkonstruksi pada sudut 80° dan 90° , sedangkan gigi tiruan insisivus pertama atas berbahan keramik dapat direkonstruksi pada sudut 60° , 70° , 80° , dan 90° dengan menggunakan kamera Canon A640 10 Mega piksel. Selain citra nyata, penelitian ini juga merekonstruksi rumbai gelap terang sebagai citra maya, yang disebabkan adanya deformasi suhu pada gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik. Dari pengamatan visual menunjukkan adanya kesesuaian antara image yang dihasilkan pada penelitian dan hasil fotografi konvensional yang potret dengan kamera digital. Untuk meningkatkan hasil penelitian, image yang dihasilkan dapat diolah secara digital dengan salah satu metode digital image processing yang sesuai. Potensi metode ini sebagai sistem penghasil image alternatif cukup potensial untuk dikembangkan menjadi sistem dental imaging di bidang kedokteran gigi. Penelitian ini dapat dilanjutkan ke arah optimasi sistem interferometri holografi digital berbasis fiber optic untuk aplikasi di masa datang.

Key words : interferometri holografi, penyinaran tunggal, dental imaging, gigi tiruan, acrylic, keramik

PENDAHULUAN

Seringkali proses identifikasi korban kecelakaan yang tidak dikenal menjadi sangat sulit jika tidak ada tanda pengenal yang melekat pada diri korban. Padahal masalah tersebut dapat teratasi jika korban mempunyai data semasa hidup (*antemortem*) yang pasti, misalnya data rekaman gigi. Dengan begitu maka proses identifikasi korban oleh penyidik akan lebih cepat, tepat dan efisien. Beberapa instrumen medis seperti radiografi digital dengan sumber sinar-X seperti *video imaging X-ray* dan

nografi komputer dewasa ini digunakan untuk mencitra gigi. Akan tetapi instrumen tersebut masih ragu-ragu dari segi keamanannya, yaitu pemakaian radiasi sinar-X yang bersifat *invasif*. Oleh karena itu pembuatan sistem dokumentasi bersifat *non-invasif* dalam bidang medis menjadi sangat penting. Salah satu metode optik yang mampu mendokumentasikan suatu obyek dengan hasil citra berupa 3 dimensi, bersifat *non-invasif* dan non ionisasi serta memiliki ketelitian yang tinggi adalah interferometri holografi. Metode holografi telah diaplikasikan pada bidang kedokteran seperti rekaman deformasi gigi, getaran telinga begitu juga deformasi tulang tengkorak (3) serta dapat pula digunakan untuk pengukuran perubahan dimensi dari jaringan pada permukaan gigi tiruan oleh cairan mulut (www.holokits.com).

Dari penelitian sebelumnya Miraddana (4, 5) telah merekam obyek tidak transparan berupa baterai kalkulator dan plat aluminium menggunakan metode interferometri holografi penyinaran tunda. Dengan berhasilnya pemanfaatan interferometri holografi untuk mencitra obyek tidak transparan (baterai kalkulator dan plat aluminium) tersebut, maka pada penelitian ini dikembangkan interferometri holografi penyinaran tunggal (*single exposure*) untuk mencitra gigi dengan morfologi gigi tiruan insisivus pertama atas dan insisivus kedua atas. Sumber cahaya yang digunakan adalah laser He-Ne dengan panjang gelombang 632.8 nm dengan daya 1 mWatt. Set-up interferometri holografi yang digunakan adalah interferometri holografi transmisi.

Penelitian ini mencoba mengaplikasikan interferometri holografi untuk merekonstruksi citra obyek yang digunakan dibidang kedokteran gigi, yaitu gigi tiruan secara *in-vitro*. Selanjutnya akan mempelajari kemungkinan pemanfaatan interferometri holografi sebagai salah satu metode alternatif untuk pencitraan pada gigi tiruan. Diharapkan dalam penelitian ini dapat menjadi langkah awal pemanfaatan teknik pencitraan tiga dimensi dengan menggunakan metode interferometri holografi sebagai salah satu wujud usaha mempelajari dan memperkenalkan teknologi holografi dalam bidang kedokteran gigi.

LANDASAN TEORI

Interferometri holografi merupakan salah satu instrumen yang memanfaatkan fenomena optis interferensi, koherensi dan difraksi. Ada dua proses penting dalam interferometri holografi yaitu proses perekaman dan proses rekonstruksi. Proses perekaman memanfaatkan fenomena interferensi dan koherensi, sedangkan proses rekonstruksi memanfaatkan fenomena difraksi. Untuk interferometri holografi konvensional kedua proses tersebut dilakukan secara manual (proses perekaman menggunakan detektor berupa plat film holografi), sedangkan pada holografi digital kedua proses tersebut dilakukan secara otomatis dan digital, dengan menganalisis intensitas citra digital berupa gambar spekel yang dihasilkan dari sensor CCD, dengan bahasa pemrograman Delphi atau C++ atau Matlab. Sensor CCD pada sistem holografi digital berperan sebagai pengganti plat film holografi, dan sistem holografi konvensional (6).

Piranti optis yang berfungsi sebagai alat pengolah pada interferometer holografi, perlu mendapat perhatian ekstra, seperti : cermin, lensa positif, shutter, beam splitter, beam expander. Pengesetan dan penanganan yang optimal pada piranti tersebut akan menghasilkan citra yang berkualitas sempurna, yang dapat dilihat dari nilai intensitas dan citra yang dihasilkan. Oleh karena itu, dalam merancang bangun sistem interferometer holografi, harus benar-benar diperhatikan adalah laser, sampel, CCD dan perangkat elektronik pendukung, bahasa pemrograman yang digunakan, serta

top peralatan interferometer holografi. Kelima bagian tersebut merupakan satu kesatuan yang tidak dapat dipisahkan.

Sistem holografi terdiri dari dua proses (6), yaitu proses perekaman dan proses rekonstruksi. 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 dapat dinyatakan dalam fungsi gelombang :

$$U_o = A_o \exp(j \phi_o) \quad (1)$$

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

$$U_r = A_r \exp(j \phi_r) \quad (2)$$

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

$$U_f = U_r + U_o \quad (3)$$

sehingga besar intensitas yang terekam oleh film tersebut adalah :

$$I = U_f U_f^* = |U_f|^2 = (U_r + U_o)(U_r^* + U_o^*)$$

$$\text{atau } I = |U_r|^2 + |U_o|^2 + U_o U_r^* + U_r U_o^* \quad (4)$$

dimana (*) menyatakan konjugat kompleks.

Walaupun waktu penyinaran nominal dapat ditentukan, dengan rumus :

$$\tau_{\text{nominal}} = \frac{\text{Sensitivitas}}{I_{\text{penyinaran}}} \quad (5)$$

Pada proses rekonstruksi, film yang telah diproses (hologram) disinari dengan berkas acuan U_r , sehingga diperoleh :

$$I = U_r (|U_r|^2 + |U_o|^2 + U_o U_r^* + U_r U_o^*) = |U_r|^2 U_r + |U_o|^2 U_r + |U_r|^2 U_o + |U_r|^2 U_o^* \quad (6)$$

Dengan memperhatikan ruas kanan persamaan (6), maka informasi tiga dimensi dapat dihasilkan pada suku ketiga dan keempat. Suku ketiga akan menghasilkan citra maya dan suku keempat akan menghasilkan citra nyata yang dapat ditangkap 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.

MATERIAL DAN METODE

Tempat dan Waktu Penelitian

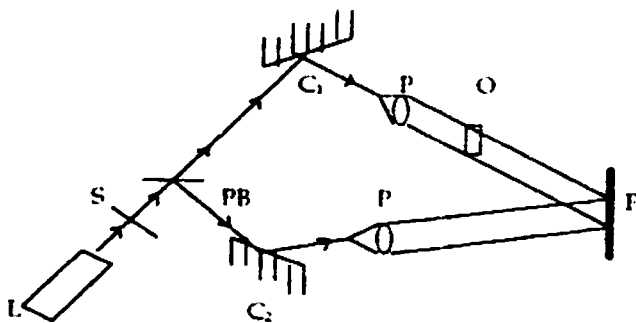
Penelitian dilakukan di Laboratorium Fisika Optik dan Aplikasi Laser, Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga Surabaya selama ± 6 bulan.

Bahan dan Alat Penelitian

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

lempeng tiruan dari acrylic dan keramik dengan morfologi yang berbeda yakni insisivus pertama atas dan insisivus kedua atas. Larutan pengembang (*developer*) merk Minigrain dan larutan penetap (*fixer*) merk Acifix. Plat film holografi jenis PEG-01.

at-alat yang digunakan pada penelitian disusun seperti pada Gambar 1.



Gambar 1. Susunan Alat Interferometer Hologafi (1)

terangan :

- : Laser, pada penelitian ini dipakai laser He-Ne sebagai sumber cahaya dengan panjang gelombang 632,8 nm dengan daya 1mWatt.
- : Penutup (*shutter*), untuk mengatur lama waktu penyinaran.
- : Pemecah berkas (Beam Splitter), berfungsi untuk membagi berkas cahaya menjadi dua bagian yaitu sebagai berkas acuan dan sebagai berkas obyek.
- : Cermin, berfungsi memantulkan berkas cahaya yang berupa titik.
- : Objek, gigi tiruan dari bahan akrilik dan keramik, masing-masing dengan morfologi yang berbeda yakni insisivus pertama atas dan insisivus kedua atas.
- : Plat film jenis PEG-01, digunakan untuk merekam gelombang cahaya objek dan acuan.

semua peralatan tersebut diletakkan di atas meja getar. Untuk mendukung jalannya penelitian diperlukan komponen-komponen penunjang, antara lain : kamera digital 10 Mega piksel, stopwatch digital, tempat untuk menempatkan plat film, bak plastik, dan klem magnet. Solder digunakan pada penelitian untuk mengamati fenomena deformasi gigi tiruan akibat penambahan suhu.

Prosedur Penelitian

Jalannya Penelitian

Menyiapkan sampel

Mempersiapkan gigi tiruan insisivus pertama atas, insisivus kedua atas, dan solder.

Penyusunan peralatan

Sebelum melakukan penelitian terlebih dahulu mempersiapkan dan menyusun alat-alat seperti pada Gambar 1.

Hal – hal yang perlu dicermati menurut (1):

- Berkas cahaya harus sejajar bidang meja optik, dan lubang cahaya pada shutter diusahakan sekecil mungkin.
- Jarak lintasan antara berkas acuan dan berkas obyek harus sama atau tidak boleh melebihi panjang koherensi laser yaitu 20 cm.

Mengunci base magnetik agar set alat tidak berubah.

Pemotongan plat film jenis PEG-01 untuk disesuaikan dengan tempat penempatan plat film
Persiapan bahan – bahan pemrosesan plat film holografi meliputi : Larutan pengembang
Minigrain dan larutan penetap Acifac.

Proses perekaman gigi tiruan

a. Menentukan lama penyinaran (*exposure time*) dengan rumus :

$$\text{Waktu penyinaran nominal} = \frac{\text{sensitivitas}}{\text{intensitas}_{\text{total}}}$$

b. Langkah perekaman

Ruang digelapkan, perekama dilakukan langsung dengan obyek (gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik) dengan lama waktu penyinaran 5-7 sekon. Kemudian shutter ditutup atau laser dimatikan. Dengan cara yang sama seperti di atas, perekaman untuk obyek (gigi tiruan berbahan akrilik dan keramik) dilakukan sebelum dan sesudah pemanasan, dan dilakukan pada plat film film holografi yang berbeda.

Pemrosesan plat film holografi menjadi hologram

- Plat film hasil perekaman dimasukkan ke dalam larutan pengembang (*developer*) selama 5 menit dengan ruangan tetap dalam keadaan gelap.
- Dimasukkan dalam air bersih sambil digoyang – goyang selama 2 menit untuk tujuan penetralan.
- Dimasukkan ke dalam larutan penetap Acifac selama 5 menit.
- Plat film dicuci dengan air mengalir selama 10 menit, kemudian plat film dikeringkan dengan bantuan kipas angin atau alat pengering (*hairdryer*).

Rekonstruksi

Pada saat rekonstruksi, hologram disinari dengan berkas acuan. Berkas tersebut akan dihamburkan oleh hologram dan akan terbentuk bayangan maya 3 dimensi dari obyek (gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik) pada sisi yang berlawanan arah dengan berkas acuan atau bagian belakang dari hologram untuk menghasilkan citra maya. Pengambilan gambar (*image*) rekonstruksi dari pantulan hologram dilakukan untuk menghasilkan citra nyata berupa pola gelap dan terang, merupakan pengamatan deformasi suhu pada gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik.

Pengambilan gambar bayangan hasil rekonstruksi

Bayangan yang dihasilkan hologram ditangkap oleh kamera digital dan dipotret dalam ruang gelap. Pengambilan citra hasil rekonstruksi dilakukan berdasarkan gambar yang paling jelas pada sudut pandang 80° dan 90° untuk sampel dari bahan akrilik dan pada sudut 60°, 70°, 80°, dan 90° untuk bahan keramik. Pemotretan dilakukan dengan menggunakan kamera digital Canon A640 10 Mega piksel.

Analisis data : berupa data gambar secara visual dan dengan paket software Matrox Inspector 2.1.

Metode Analisis

Data yang diambil dalam penelitian ini berupa hologram, yang kemudian direkonstruksi dengan berkas acuan untuk mendapatkan dua macam citra yang dihasilkan dari hologram, yaitu citra maya 3 dimensi dan citra nyata dari obyek. Analisis yang dilakukan dalam penelitian ini masih berupa analisis visual. Dimana data citra maya 3 dimensi yang diperoleh dari proses rekonstruksi, digunakan untuk menganalisis morfologi gigi tiruan, yakni dengan cara membandingkan foto gigi tiruan hasil rekonstruksi hologram dengan foto gigi tiruan sesungguhnya yang dipotret dengan menggunakan

kamera digital. Pengambilan foto hasil rekonstruksi hologram dengan kamera digital berdasarkan gambar yang paling jelas pada sudut 80° dan 90° untuk sampel dari bahan akrilik dan pada sudut 60° , 70° , 80° , dan 90° untuk sampel dari bahan keramik. Hal ini dilakukan, karena jika pengambilan foto tersebut tidak sesuai dengan sudut yang terekam pada saat perekaman, maka gambar dari obyek tersebut tidak akan pernah didapatkan. Dengan kata lain, informasi yang terkandung dalam hologram pada saat perekaman tidak dapat diperoleh. Adapun analisis perubahan jarak kerapatan antar rumbai akibat deformasi suhu dilakukan dengan menggunakan Software Matrox Inspector 2.1.

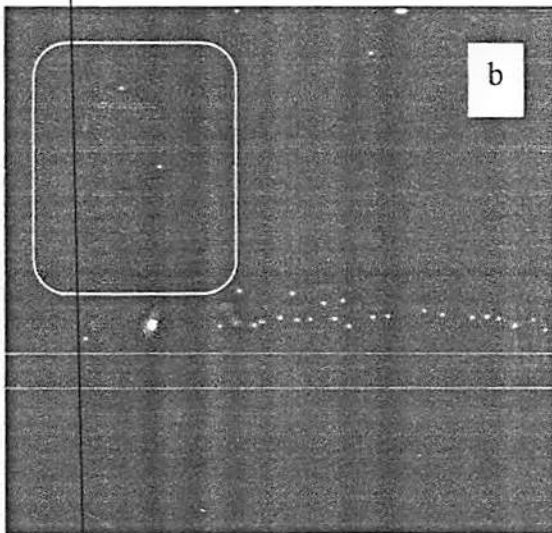
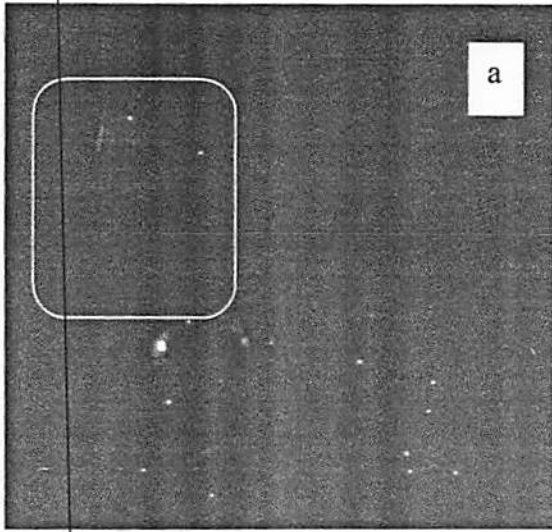
V. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Hasil penelitian dipotret menggunakan kamera digital Canon A640 10 Mega piksel. Pengambilan gambar dilakukan dengan memposisikan kamera digital pada bagian belakang dari hologram. Contoh gambar yang dihasilkan adalah bayangan maya 3 dimensi dari obyek, sebagaimana yang ditunjukkan pada Gambar 2. Hasil penelitian menunjukkan bahwa bayangan gigi tiruan dapat diamati dari sudut 80° dan 90° untuk sampel dari bahan akrilik dan pada sudut 60° , 70° , 80° , dan 90° untuk sampel dari bahan keramik. Sudut pengamatan merupakan dimensi ketiga yang dapat diamati pada sistem interferometer holografi. Deformasi suhu pada gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik dapat terdeteksi sebelum dan sesudah pemanasan. Contoh deformasi suhu pada gigi acrylic disajikan pada Gambar 3. Dengan analisis intensitas menggunakan Matrox Inspector 2.1 (Gambar 4) dapat ditentukan jarak pergeseran rumbai (*fringe*) sebelum dan sesudah pemanasan, yaitu dari 0,7375 mm menjadi 0,03375. Menurut (7) paket software Matrox Inspector 2.1 merupakan paket program yang sesuai digunakan untuk melihat jarak pergeseran jejak lintasan optis akibat deformasi suhu pada gigi tiruan. Dari hasil yang telah didapatkan dapat disimpulkan bahwa interferometer holografi dapat digunakan sebagai sistem alternatif untuk deteksi deformasi suhu pada gigi tiruan dan dapat digunakan sebagai *dental imaging* alternatif.

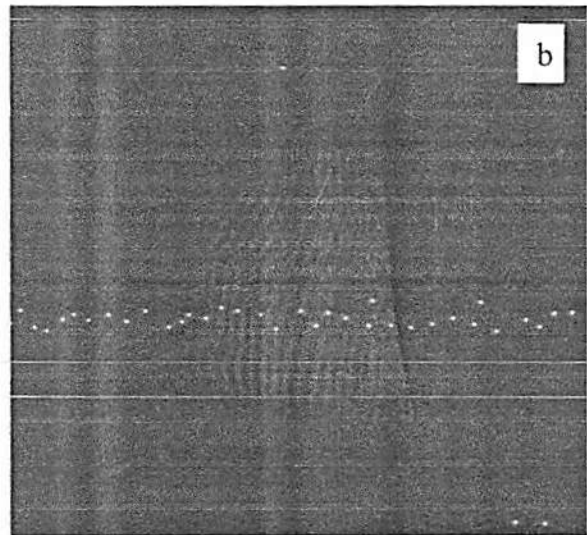
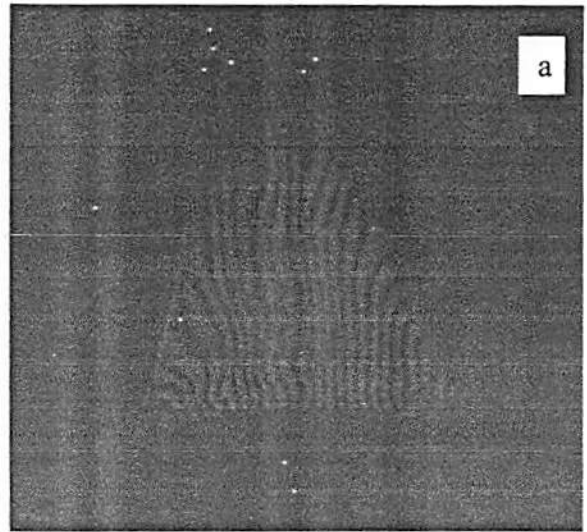
Secara teknis rekonstruksi hasil perekaman sudah dapat memperlihatkan morfologi gigi dan interferometer holografi yang dibangun mampu mendeteksi deformasi suhu pada gigi tiruan berbahan acrylic dan keramik. Namun begitu untuk tujuan aplikasi klinis diperlukan optimasi sistem lebih lanjut. Yang menjadi kendala adalah masih kurangnya kejelasan dari gambar yang dihasilkan. Ini terjadi karena keterbatasan peralatan optis (lensa) yang mendukung proses perekaman dalam penelitian. Agar diperoleh gambar yang lebih baik, sebaiknya menggunakan lensa obyektif yang memiliki perbesaran lebih dari 20X. Hal ini bertujuan agar pada saat berkas acuan mengenai plat hologram, berkas tersebut memiliki jangkauan yang lebih luas, sehingga dapat dengan maksimal menyinari plat hologram yang mengandung informasi obyek gigi tiruan secara keseluruhan. Efek dari daya laser juga menentukan kualitas dari gambar yang dihasilkan. Secara teori semakin besar daya dari laser yang digunakan, maka intensitas yang dihasilkan akan semakin kuat. Semakin kuatnya intensitas dari laser, maka citra obyek yang dihasilkan saat rekonstruksi akan semakin baik. Oleh karena itu laser dengan daya tinggi (di atas 15 mW) sangat diperlukan agar kualitas gambar yang dihasilkan lebih baik, terutama untuk tujuan optimasi sistem lebih lanjut.

Agar hasil citra morfologi gigi tiruan menjadi lebih baik, maka untuk memperbaiki kualitas citra perlu dikaji pemfilteran yang sesuai dengan teknik *digital image procesing*. Namun dalam penelitian ini belum dilakukan karena proses pengamatan yang dilakukan masih menggunakan pengamatan visual. Selain itu penelitian ini lebih terfokus ke arah proses perekaman dan rekonstruksi pada gigi tiruan. Penelitian ini sudah mengawali aplikasi interferometri holografi pada bidang

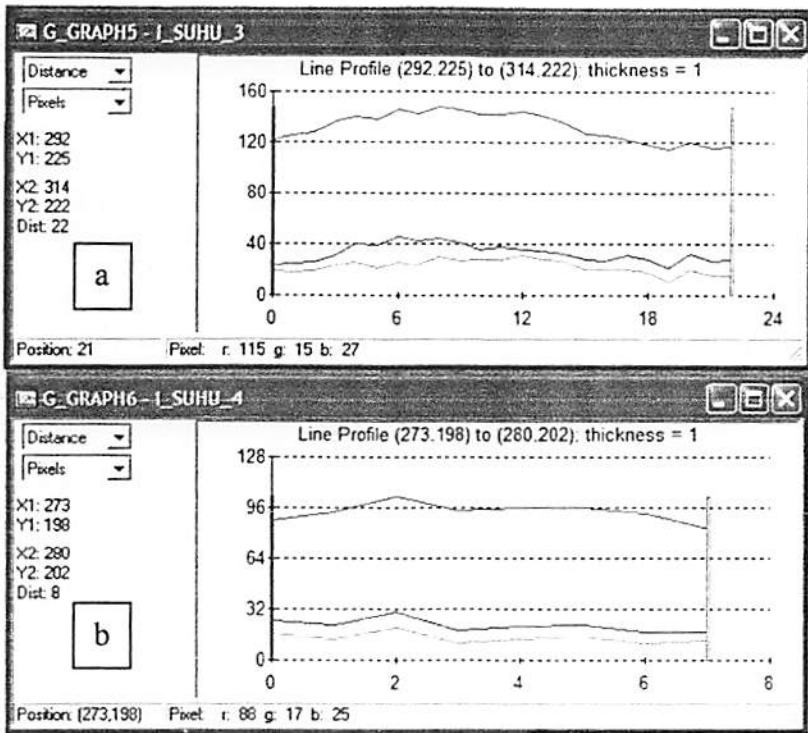
...dokteran, yakni mengenai morfologi dan deformasi suhu pada gigi tiruan, yang selanjutnya sangat berguna untuk analisis keperluan klinis dengan mengembangkan ke arah optimasi sistem. Karena ketersediaan yang kurang, maka untuk bahan keramik dianjurkan menggunakan laser He-Ne dengan daya tinggi atau menggunakan laser jenis lain, misalnya : Laser nd-YAG yang sesuai dengan serapan lingkungan biologi pada tubuh manusia, khususnya untuk jaringan keras gigi (2).



Gambar 2. Hasil rekonstruksi *imaging* morfologi gigi tiruan acrylic yang direkam dengan kamera resolusi 10 Megapiksel Pada sudut (a) 80° (b) 90°



Gambar 3. Rumbai nyata hasil deteksi deformasi suhu pada gigi tiruan acrylic a) sebelum dan b) sesudah pemanasan



Gambar 4. Analisis Intensitas untuk mencari jarak kerapatan antar rumbai
a) sebelum b) sesudah pemanasan dengan Matrox Inspector 2.1. untuk Gambar 3

7. KESIMPULAN DAN SARAN

Pengasetan interferometer holografi transmisi dapat digunakan untuk merekam morfologi gigi tiruan dari bahan acrylic dan keramik untuk insisivus kedua atas dan insisivus pertama atas, dan mampu digunakan sebagai sistem alternatif pendeteksi deformasi suhu pada gigi tiruan tersebut. Kamera digital dengan resolusi 10 Mega piksel dapat digunakan untuk mendokumentasikan morfologi gigi tiruan dari proses rekonstruksi hologram pada sudut 80° dan 90° untuk gigi tiruan berbahan acrylic, sedangkan untuk sampel keramik pada sudut 60° , 70° , 80° , dan 90° . Sistem interferometer holografi transmisi dan kamera dengan resolusi 10 Mega piksel yang digunakan mampu mendokumentasikan gigi tiruan secara baik mirip dengan aslinya, sehingga dapat disimpulkan bahwa interferometri holografi transmisi dapat digunakan sebagai metode alternatif untuk *imaging* morfologi. Sistem interferometer holografi penyinaran tunggal dapat aplikasikan sebagai salah satu sistem alternatif pendeteksi deformasi suhu pada gigi tiruan dan mempunyai potensi sebagai sistem penghasil image gigi (*dental imaging*), namun begitu diperlukan pengembangan dan optimasi sistem lebih lanjut.

CAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih disampaikan pada Dirjen Dikti atas pemberian Dana Hibah Bersaing untuk pelaksanaan penelitian ini, Dr. Noriah Bidin dari Laboratorium Teknologi Laser Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Teknologi Malaysia atas pemberian plat film holografi tipe PEG-01 pada penelitian ini.

DAFTAR PUSTAKA

- Apsari, R., Penentuan Koefisien Difusi Larutan Dengan Teknik Interferometri Holografi, Tesis, Pasca Sarjana Universitas Gadjah Mada, 1998. Yogyakarta.
- Dirksen, H. Droste, B. Kemper, H. Delere, M. Deiwick, H.H. Scheld and G. Von Bally, Lensless Fourier Holography for Digital Holographic Interferometry on Biological Samples. *J. Optics and Laser Engineering, Vol 36, Issue 3, 241-249 (2001)*
- Ibrahim, A.S., Abubakar dan Ibrahim, M.D., 1989, Penggunaan Holografi Dalam Kedokteran, Prosiding Simposium Fisika Nasional, Program Studi Opto-Elektronika dan Aplikasi Laser, Program Pasca Sarjana Universitas Indonesia, 4-5 Januari 1989, 333-335 (1989)
- Miradana, F., Perancangan Pengendalian Waktu Digital Shutter Otomatis, Skripsi, Jurusan Fisika Universitas Airlangga, 2004. Surabaya
- Sari, R.W., Penentuan Koefisien Muai Panjang Logam Dengan Metode Interferometri Holografi Penyinaran Ganda, Skripsi, Universitas Airlangga, 2002. Surabaya.
- Vest, C., Holographic Interferometry. John Wiley and Sons, Toronto, 1979. Canada.
- Apsari, Noriah Bidin, Suhariningsih, Yhosep Ghita, Win Darmanto, 2008. Proceeding International Graduate Conference on Engineering and Science (IGCES 2008), 23-24 Desember 2008, Universiti Teknologi Malaysia.

PENGEMBANGAN INTERFEROMETRI HOLOGRAFI BERBASIS *DIRECTIONAL COUPLER* UNTUK PEREKAMAN MORFOLOGI GIGI

Retna Apsari, Supadi, Tutik Ariyanti

Lab. Optika dan Aplikasi Laser

Departemen Fisika F. Sains dan Teknologi Universitas Airlangga

Kampus C, Jl. Mulyorejo Surabaya

Email : retnoapsari@unair.ac.id

Abstrak

Penelitian ini bertujuan menunjukkan bahwa interferometri holografi dengan penyinaran tunggal berbasis *directional coupler* dapat digunakan untuk proses perekaman morfologi gigi. Interferometri holografi mempunyai dua proses penting, yaitu proses perekaman dan rekonstruksi. Ada dua proses perekaman yang digunakan pada penelitian ini, yaitu perekaman dengan menggunakan *directional coupler* dan perekaman dengan menggunakan *beam splitter*. Proses rekonstruksi hologram ditangkap dengan menggunakan kamera digital dengan resolusi 8 Mega piksel dan 10 Mega piksel. Sebelum digunakan dalam keseluruhan system, maka *directional coupler* dikarakterisasi terlebih dahulu. Hasil karakterisasi menunjukkan bahwa *directional coupler* yang digunakan dalam penelitian memenuhi standar *directional coupler* karena nilai *Coupling Ratio*nya antara 0.152546-0.225947 untuk proses perekaman morfologi gigi. Gambar hasil rekonstruksi morfologi gigi dari perekaman dengan *directional coupler* dapat diamati pada sudut 70°, 80° dan 90°, sedangkan perekaman dengan *beam splitter* dapat diamati pada sudut 60°, 70°, 80° dan 90°. Hasil pengamatan visual menunjukkan bahwa gambar rekonstruksi morfologi gigi dari perekaman dengan *directional coupler* kurang bagus dibandingkan dengan *beam splitter*. Hal ini disebabkan karena tipe *directional coupler* yang digunakan kurang sesuai untuk fungsinya pada sistem interferometri holografi yaitu sebagai *beam splitter*. Sistem interferometri holografi berbasis *directional coupler* dapat digunakan untuk merekam *virtual* dan *real image* berupa rumbai gelap dan terang. Sistem yang dibangun dapat dioptimasi dengan fabrikasi *directional coupler* untuk *beam splitter* yaitu dengan nilai *Coupling Ratio* 0.5.

Kata kunci: interferometri holografi, *directional coupler*, *beam splitter*, morfologi gigi

1. Pendahuluan

Laboratorium Optik dan Aplikasi Laser Departemen Fisika F. Sains dan Teknologi Universitas Airlangga telah mengembangkan dan mengaplikasikan metode interferometri holografi di berbagai bidang, antara lain: holografi penyinaran ganda untuk penentuan koefisien difusi sistem terner (Warsito, 2001), perekaman koefisien muai

panjang logam (Sari, 2002), perekaman baterai (Miradana, 2004), dan merekam morfologi gigi (Mila, 2008; Apsari dkk, 2008). Di luar laboratorium Optika dan Laser F. Sains dan Teknologi Unair ada beberapa penelitian holografi diantaranya : Ibrahim dkk (1989) mengukur deformasi tulang tengkorak. Syaifuddin (1992) telah melakukan aplikasi holografi fiber optik untuk mengukur modulus

elastisitas kuningan. Kecuali Syaifuddin (1992), penelitian tersebut di atas belum menggunakan fiber optik untuk memandu sinar laser. Karena diharapkan sistem holografi dapat digunakan pada tataran klinis, maka perlu dikembangkan sistem interferometri holografi berbasis fiber optik.

Directional coupler merupakan piranti optik yang tersusun atas dua pandu gelombang sejajar yang mampu menransmisikan informasi melalui banyak saluran dengan salah satu fungsinya sebagai pembagi daya. Dengan membatasi panjang kopleng, *directional coupler* dapat digunakan sebagai pembagi daya optik (Rubiyanto, 2006). Aplikasi dalam penelitian yang menggunakan *directional coupler* telah dilakukan, antara lain adalah memanfaatkan *directional coupler* sebagai sensor pergeseran mikro (Samian, 2008), analisis *directional coupler* sebagai pembagi daya untuk mode TE (Rubiyanto, 2006), dan analisis intensitas sinar terpantul akibat perendaman teh pada gigi tiruan (Yasin dkk, 2010). Penelitian ini akan mengembangkan aplikasi *directional coupler* sebagai salah satu devais pembagi daya yang akan digunakan sebagai pengganti *beam splitter* pada proses perekaman gigi dengan menggunakan interferometri holografi dengan proses perekaman secara konvensional. Dengan berhasilnya penelitian ini diharapkan mampu menjadi tonggak awal aplikasi interferometri holografi berbasis *directional coupler* dan menjadi salah satu metode alternatif untuk pencitraan morfologi gigi secara *in-vitro* yang dapat diarahkan untuk diagnosis dan dokumentasi gigi yang relatif aman dan akurat. Proses rekonstruksi pada penelitian ini tidak menggunakan *directional coupler*. Adapun hasil morfologi gigi dari proses rekonstruksi diamati secara visual.

Penelitian yang dilakukan ini mempunyai tujuan antara lain: karakterisasi *directional coupler* sebagai devais, mengetahui hasil dari proses perekaman dan rekonstruksi morfologi gigi menggunakan *directional coupler* dengan sudut pengambilan gambar yang sesuai, membandingkan hasil proses perekaman dan rekonstruksi morfologi gigi asli dari sistem holografi berbasis pada penggunaan *directional coupler* dengan sistem

holografi konvensional dengan *beam splitter*.

Penelitian ini dapat menjadi langkah awal pemanfaatan teknik pencitraan tiga dimensi dengan menggunakan *directional coupler* yang berguna dalam bidang kedokteran gigi di Indonesia pada umumnya dan di Laboratorium Fisika Optik dan Aplikasi Laser Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga pada khususnya. Untuk pengembangan berikutnya, secara teknis interferometri holografi juga dapat digunakan untuk deformasi pada gigi hewan. Selain itu juga dapat diarahkan dalam bidang karakterisasi material gigi tanpa melakukan kontak langsung dengan gigi yang memiliki keunggulan sebagai metode alternatif berketelitian tinggi dan minim efek samping (*non-invasif, non destructive* dan *non-ionisasi*).

2. Metode Penelitian

Tempat penelitian adalah Laboratorium Fisika Optik dan Aplikasi Laser Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga. Penelitian laboratorium dilakukan dalam waktu 6 bulan.

Bahan yang digunakan dalam penelitian adalah gigi premolar pertama rahang atas anak umur 10 - 17 tahun yang diperoleh dari Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga, larutan pengembang Kodak D-19, plat film holografi jenis PEG-01 PEG-01 dengan sensitivitas nominal $28 - 39 \mu\text{J}/\text{cm}^2$ dan daya resolusi 2800 garis/mm (Apsari, 1998), larutan penetap Kodak D-76.

Alat yang digunakan pada penelitian ini adalah set-up alat karakterisasi *directional coupler*, set up peralatan proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan *directional coupler*, serta set-up alat proses perekaman secara konvensional dengan memanfaatkan *beam splitter*.

Alat-alat yang digunakan pada penelitian ini, antara lain: laser He-Ne dengan panjang gelombang 632,8 nm dan daya keluaran maksimum 1 mW. Panjang koherensi laser ini sekitar 20 cm (Vest, 1979), sehingga dalam pengesetan alat (proses perekaman) beda lintasan optik berkas acuan dan berkas obyek yang menuju hologram tidak boleh melebihi nilai tersebut, penutup (*shutter*), dan *directional coupler* (merupakan hasil fabrikasi dari Samian, 2008), pemecah berkas (*beam*

splitter); *attenuator*, cermin pemantul total, lensa obyektif, detektor OPT 101 (*burr Brown*) dan mikrovoltmeter (*Leybold*)

Komponen pendukung adalah lux meter, klem magnet, kamera digital Canon A640 10 Mega piksel dan Canon 8.0 Mega piksel, Stop watch, Bak plastik, Penjepit kayu.

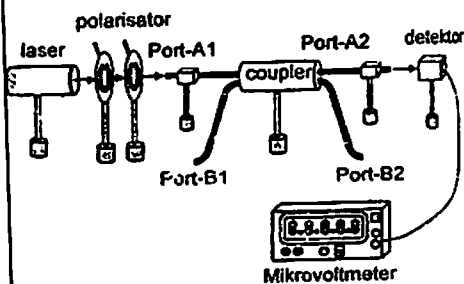
Prosedur Penelitian

a. Preparasi sampel gigi premolar

Gigi untuk sampel diperoleh dari Departemen Bedah Mulut Rumah Sakit Gigi dan Mulut FKG Universitas Airlangga. Sampel gigi merupakan gigi premolar pertama rahang atas anak umur 10 – 17 tahun, yang sedang melakukan perawatan orto. Setelah pencabutan, sampel gigi yang telah dicuci dan dibersihkan, disimpan dalam cairan aquabides dan disimpan dalam lemari pendingin bersuhu 4°C untuk mencegah terjadinya kerusakan sampai siap dilakukan penelitian.

b. Proses Karakterisasi Directional Coupler

Peralatan disusun seperti pada Gambar 1.



Gambar 1. Set-up alat karakterisasi *directional coupler* (Samian, 2008)

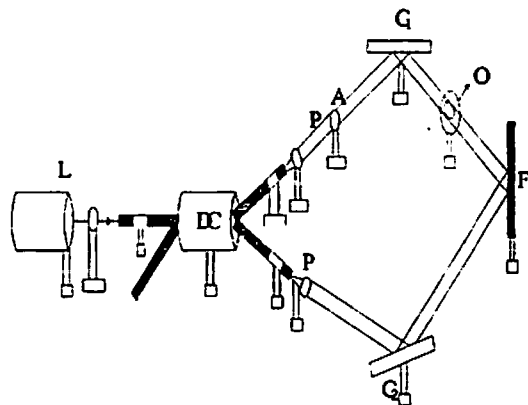
Di dalam *directional coupler* selain terdapat parameter *insertion loss*, *excess loss*, *directivity* juga terdapat parameter lain, seperti *coupling ratio* (CR) yang fungsinya agar dapat diketahui besar bagian (proporsi) dari daya input yang muncul pada masing-masing *port* keluaran. Nilai *coupling ratio* diperoleh dari saluran keluaran, yaitu *port-A2* dan *port-B2* dengan menggunakan persamaan

$$CR = \frac{P_{B2}}{P_{A2} + P_{B2}} \dots\dots\dots(1)$$

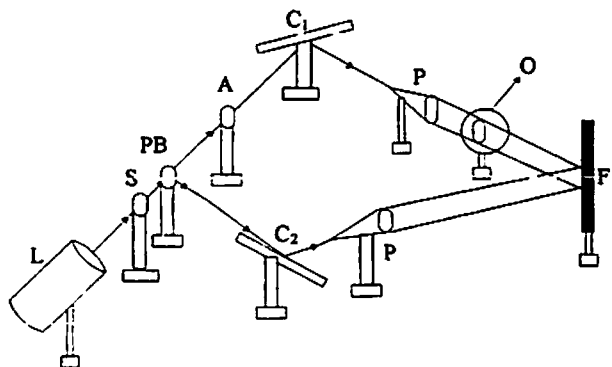
Pada penelitian ini akan memanfaatkan *directional coupler* pembagi daya sebagai pengganti *beam splitter* karena salah satu fungsi dari *directional coupler* adalah sebagai pemecah berkas.

c. Proses Perekaman

Setelah selesai melakukan karakterisasi *directional coupler*, langkah selanjutnya adalah melakukan perekaman secara konvensional dengan menggunakan *directional coupler* yang sudah di karakterisasi dan menyusun peralatan seperti pada Gambar 2. Sinar laser dilewatkan pada *directional coupler* melalui ujung *port-A1* (sebagai input) dan sebagai outputnya (*port-A2* dan *port-B2*). Pada ujung *port-A2* diletakkan lensa obyektif dengan perbesaran 40X dan juga *attenuator*, sedangkan pada ujung *port-B2* diletakkan lensa obyektif dengan perbesaran 20X. Keluaran sinar laser dari *port-A2* dipantulkan menuju obyek sebagai berkas obyek, sedangkan keluaran sinar laser dari *port-B2* dipantulkan menuju plat film sebagai berkas acuan. Kemudian kedua berkas ini disatukan pada plat film. Selanjutnya menyusun peralatan seperti pada Gambar 3 untuk perekaman dengan *beam splitter*.



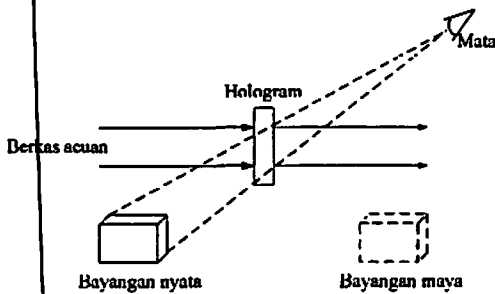
Gambar 2 Set-up alat proses perekaman konvensional dengan memanfaatkan *directional coupler*



Gambar 3. Set-up alat proses perekaman konvensional (Mila, 2008)

d. Proses rekonstruksi

Pada saat rekonstruksi, hologram disinari dengan berkas acuan. Berkas tersebut akan dihamburkan oleh hologram dan akan terbentuk bayangan maya 3 dimensi dari gigi pada sisi yang berlawanan arah dengan berkas acuan atau bagian belakang dari hologram. Sedangkan bayangan nyata diperoleh dari pantulan berkas acuan saat mengenai hologram, seperti pada Gambar 4.



Gambar 4. Gambar rekonstruksi

Yang perlu dipersiapkan pada proses perekaman konvensional adalah persiapan plat film holografi dan bahan pemroses plat film holografi, menggelapkan ruang, set up peralatan, penentuan waktu perekaman, proses perekaman, dan proses rekonstruksi. Dengan nilai sensitivitas sebesar $28\text{-}39\mu\text{J}/\text{cm}^2$ dan nilai intensitas total pada perekaman dengan *directional coupler* sebesar 6,44 lux, maka didapatkan waktu penyinaran nominalnya sebesar 30-41 detik, sedangkan pada perekaman dengan *beam splitter* sebesar 36,36 lux, maka didapatkan waktu penyinaran nominalnya sebesar 5-7 detik.

Bayangan yang dihasilkan hologram ditangkap oleh kamera digital dan dipotret dalam ruang gelap. Pengambilan citra hasil rekonstruksi dilakukan berdasarkan gambar yang paling jelas pada sudut 60° , 70° , 80° dan 90° . Pemotretan dilakukan dengan menggunakan kamera digital dengan resolusi 8.1 Mega piksel dan 10 Mega Piksel.

d. Analisis Data

Data yang diambil dalam penelitian ini berupa hologram, yang kemudian direkonstruksi dengan berkas acuan untuk mendapatkan dua macam citra yang dihasilkan dari hologram, yaitu citra maya 3 dimensi dan citra nyata dari obyek, yang akan dianalisis secara visual.

Dari data hasil eksperimen pada proses karakterisasi *directional coupler*, dibandingkan dengan karakterisasi *coupler* standart hasil fabrikasi internasional (Hoss, 1993), sehingga dapat digunakan sebagai pengganti *beam splitter* pada proses perekaman.

3. Hasil Penelitian dan Pembahasan

Hasil karakterisasi *directional coupler* disajikan pada Tabel 1.

Tabel 1. 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	16.37734	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 1 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 dan untuk perekaman dengan *beam splitter* pada Gambar 6. Sedangkan hasil pemotretan dengan menggunakan kamera digital dengan resolusi 10 Mega piksel ditunjukkan pada pada

Gambar 7 untuk perekaman dengan *directional coupler* dan untuk perekaman dengan *beam splitter* pada Gambar 8. 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.

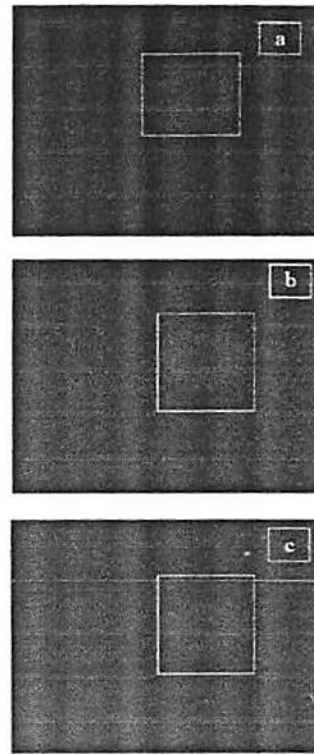
Hasil rekonstruksi citra menggunakan kamera Canon A640 dengan resolusi 10 Mega Pixel lebih bagus dibandingkan dengan kamera Canon 8 MP. Hal ini sesuai dengan penelitian Mila (2008) dan Apsari dkk (2008) bahwa resolusi kamera 10 Mega piksel ke atas yang dapat digunakan untuk mendokumentasikan gambar hasil dari proses rekonstruksi hologram.

Kurang bagusnya hasil perekaman dengan *directional coupler* diduga disebabkan karena ketidaksesuaian jenis *directional coupler* yang digunakan. Penelitian ini menggunakan jenis *directional coupler* sebagai pembagi daya dengan nilai *coupling rationnya* antara 0.152546-0.225947, seharusnya penelitian ini menggunakan jenis *directional coupler* sebagai *beam splitter* dengan nilai *coupling rationnya* 0.5.

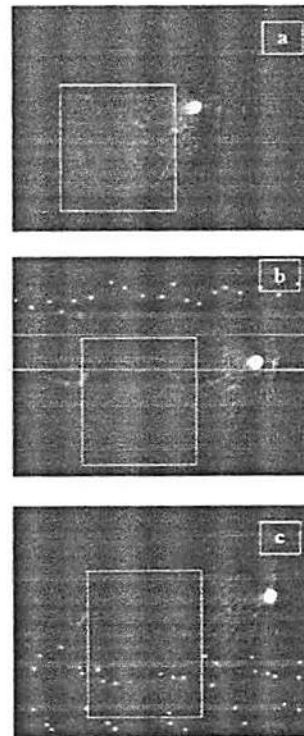
Secara teknis rekonstruksi hasil perekaman baik perekaman dengan *directional coupler* maupun perekaman dengan *beam splitter* sudah dapat memperlihatkan morfologi gigi. Walaupun hasil rekonstruksi dari perekaman dengan *directional coupler* hasilnya kurang bagus dibanding hasil rekonstruksi perekaman dengan *beam splitter*.

Syaifuddin (1992) dalam penelitiannya hanya mengamati bayangan nyata (*real image*), sedangkan dalam penelitian ini mengamati bayangan maya (*virtual image*), yaitu morfologi gigi.

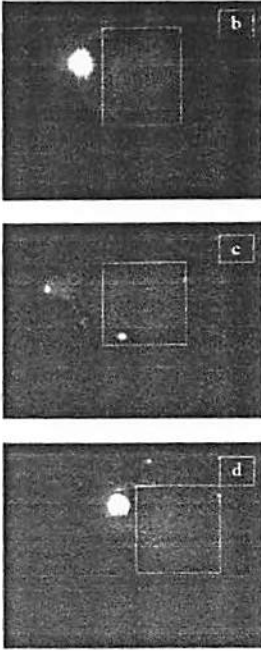
Hasil penelitian ini terlihat kurang bagus secara visual jika dibandingkan dengan hasil penelitian Mila (2008) dan Apsari dkk (2008).



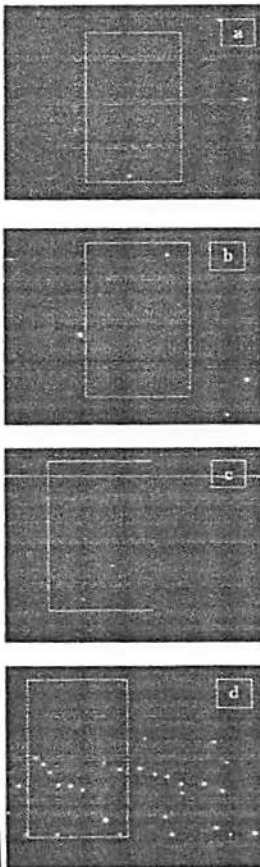
Gambar 5. Citra morfologi gigi dari hasil perekaman menggunakan *directional coupler* dengan kamera resolusi 8.0 Mega piksel pada sudut (a) 70° , (b) 80° , (c) 90°



Gambar 6. Citra morfologi gigi dari hasil perekaman menggunakan *directional coupler* dengan kamera resolusi 10 Mega piksel pada sudut (a) 70° , (b) 80° , (c) 90°



Gambar 7. Citra morfologi gigi dari hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 8.0 Mega piksel pada sudut (a) 60° , (b) 70° , (c) 80° , (d) 90°



Gambar 8. Citra morfologi gigi dari hasil perekaman menggunakan *beam splitter* dengan kamera resolusi 10 Mega piksel pada sudut (a) 60° , (b) 70° , (c) 80° , (d) 90°

Kurang bagusnya hasil rekonstruksi hologram disebabkan karena pada penelitian ini menggunakan obyek gigi asli sedangkan pada penelitian Mila (2008) dan Apsari dkk (2008) menggunakan obyek gigi tiruan. Karena komponen penyusun gigi asli berbeda dengan komponen penyusun gigi tiruan maka pada saat proses perekaman gigi tiruan dapat memantulkan cahaya dari berkas obyek lebih sempurna dibandingkan dengan gigi asli. Hal ini menyebabkan kualitas citra obyek yang dihasilkan oleh hologram pada saat proses perekaman gigi tiruan menjadi lebih baik, sehingga hasil rekonstruksi hologram gigi tiruan juga menjadi lebih baik. Selain dipengaruhi oleh jenis sampel yang digunakan, efek dari daya laser juga menentukan kualitas dari gambar yang dihasilkan. Laser yang digunakan dalam penelitian ini mempunyai daya yang kecil sebesar 1mWatt. Daya laser yang kecil tidak mampu meneruskan sinar dengan baik karena obyek yang digunakan pada penelitian ini berupa gigi asli. Oleh karena itu laser dengan daya yang tinggi sangat diperlukan agar kualitas gambar yang dihasilkan lebih baik. Sebab laser dengan daya yang tinggi diharapkan mampu memantulkan sinar dari berkas obyek menjadi lebih sempurna.

4. Kesimpulan dan Saran

Berdasarkan hasil dan analisis penelitian dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut :

- a. Hasil karakterisasi dari *directional coupler* yang digunakan pada penelitian ini memenuhi kriteria standarisasi *directional coupler* karena nilai *coupling rationya* yaitu antara 0.152546-0.225947. Namun begitu, kurang sesuai digunakan sebagai *beam splitter* karena nilai *coupling ratio* untuk *beam splitter* adalah 0.5.
- b. Hasil rekonstruksi dari proses perekaman morfologi gigi asli berbasis pada penggunaan *directional coupler* dapat ditangkap dengan baik menggunakan kamera digital 10 Mega piksel pada sudut 70° , 80° , dan 90° .
- c. Hasil rekonstruksi dari proses perekaman morfologi gigi asli dengan

sistem holografi konvensional dengan menggunakan *beam splitter* dapat ditangkap dengan menggunakan kamera digital 10 Mega piksel pada sudut 60° , 70° , 80° , dan 90° .

- d. Hasil dari proses perekaman morfologi gigi asli dari sistem holografi berbasis pada penggunaan *directional coupler* kurang bagus jika dibandingkan dengan sistem holografi konvensional dengan menggunakan *beam splitter*

Beberapa saran untuk penyempurnaan hasil yang diperoleh adalah :

- a. Set-up peralatan yang digunakan untuk eksperimen sebaiknya menggunakan laser dengan daya yang lebih tinggi serta lensa obyektif dengan perbesaran yang lebih besar dari 40X.
- b. Untuk perekaman dengan *directional coupler* sebaiknya menggunakan *directional coupler* yang semua nilai L_c , CR , *directivity* serta nilai C_t memenuhi kriteria standarisasi *directional coupler*.
- c. Fabrikasi *directional coupler* yang sesuai untuk pengganti *beam splitter* pada interferometri holografi, yaitu *directional coupler* tipe 1 x 2 (1 port input dan 2 port output) dengan kriteria nilai *coupling ration*nya 0.5.

Ucapan Terima Kasih

Ucapan terima kasih disampaikan pertama : pada DIKTI atas pemberian dana Hibah Bersaing untuk pelaksanaan penelitian, kedua : kepada Samian atas *directional coupler* yang digunakan pada penelitian ini.

Daftar Pustaka

1. Apsari, R. 1998. *Penentuan Koefisien Difusi Larutan Dengan Teknik Interferometri Holografi*. Tesis Program Pasca Sarjana. Universitas Gadjah Mada. Yogyakarta.
2. Apsari, R., Bidin, N., Suhariningsih, Hartati, S., Yuliati, A. 2008. *Performance Of Holography Interferometer Based On Optical Reconstruction As Alternative Dental Imaging For Artificial Tooth morphology*. Proceeding International Graduate Conference on Engineering and Science 2008 (IGCES). 23-24 Desember 2008. Universitas Teknologi Malaysia.
3. Ibrahim, A.S., Abubakar dan Ibrahim, M.D. 1989. *Penggunaan Holografi Dalam Kedokteran*. Simposium Fisika Nasional. Program Studi Opto-Elektronika dan Aplikasi Laser. Program Pasca Sarjana Universitas Indonesia. 4-5 Januari 1989. p.333-335
4. Mila Natalia. 2008. *Aplikasi Interferometri Holografi Untuk Dokumentasi Gigi*. Skripsi Jurusan Fisika F. MIPA. Universitas Airlangga. Surabaya.
5. Miraddana, F. 2004. *Perancangan Pengendalian waktu Digital Shutter Otomatis*. Skripsi Jurusan Fisika F. MIPA. Universitas Airlangga. Surabaya.
6. R. J. Hoss. 1993. *Optoelectronic*. Prentice Hall Inc. New Jersey
7. Rubiyanto. A. 2006. *Analisis Directional Coupler Sebagai Pembagi Daya untuk Mode TE*. JFA. Vol.2. No.1. Institut Teknologi Sepuluh November.
8. Samian. 2008. *Directional Coupler Sebagai Sensor Pergeseran Mikro*. Pros. Seminar Nasional Aplikasi Fotonika. 24-25 April 2008. Institut Teknologi Sepuluh November.
9. Sari, R.W. 2002. *Penentuan Koefisien Muai Panjang Logam Dengan Metode Interferometri Holografi Penyinaran Ganda*. Skripsi Jurusan Fisika F. MIPA. Universitas Airlangga. Surabaya.
10. Supadi, Yono, H.D., Gatut, Y. 2006. *Fabrikasi dan Karakterisasi Directional Coupler Sebagai Devais Pembagi Daya (Power Divider)*. JFA. Vol.2.No.1. Institut Teknologi Sepuluh November.
11. Syaifuddin. 1992. *Aplikasi Holografi Fiber Optik Untuk Mengukur Modulus Elastisitas Kuningan*. Skripsi Jurusan Fisika F. MIPA. Universitas Airlangga. Surabaya.
12. Yasin, M, S.W. Harun, R. Apsari, Suhariningsih, Kusminarto, Karyono, H. Ahmad. 2010. *Detection of reflected beam of artificial teeth samples due to a tea concentration maverated effects using a fiber optic displacement sensor*. Journal of Optoelectronics and Biomedical Materials – Vol. 2. No. 1, Januari-Maret 2010
13. Vest, C. 1979. *Holographic Interferometry*. John Wiley and Sons. Toronto. Canada.
14. Warsito. 2001. *Penentuan Koefisien Difusi Sistem Terner Dengan Metode Interferometri Holografi*. Skripsi Jurusan Fisika F. MIPA. Universitas Airlangga. Surabaya.