

DISERTASI

APLIKASI POLA SPEKEL AKUSTO-OPTIK UNTUK PENDETEKSIAN VIBRASI AKUSTIK PADA DENTAL PLAQUE BIOFILM



MILIK
PERPUSTAKAAN
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA

HARMADI

**PROGRAM PASCASARJANA
UNIVERSITAS AIRLANGGA
SURABAYA
2011**

**APLIKASI POLA SPEKEL AKUSTO-OPTIK UNTUK PENDETEKSIAN
VIBRASI AKUSTIK PADA DENTAL PLAQUE BIOFILM**

DISERTASI

**Untuk Memperoleh Gelar Doktor
Dalam Program Studi Ilmu MIPA
Pada Program Pascasarjana Universitas Airlangga
Telah Dipertahankan Di Hadapan
Panitia Ujian Doktor Terbuka
Pada Hari : Selasa
Tanggal : 8 Nopember 2011
Pukul : 10.⁰⁰ - 12.⁰⁰ WIB**

Oleh :

**HARMADI
NIM. 090710380 D**

LEMBAR PENGESAHAN

**DISERTASI INI TELAH DISETUJUI
PADA TANGGAL 16 NOPEMBER 2011**

Promotor ,



Prof. Dr. Suhariningsih, Ir
NIP 195206271979012001

Ko – Promotor I ,



Prof. Dr. M. Zainuddin, Apt
NIP 194509181974121001

Ko – Promotor II ,



Prof. Dr.rer.nat Agus Rubiyanto, M.Eng.Sc
NIP 196506191989031001

**Disertasi ini telah diuji pada Ujian Doktor Tahap I (Tertutup)
Pada Tanggal 18 Agustus 2011**

PANITIA PENGUJI DISERTASI

Ketua : Prof. Dr. M. Rubianto, drg, MS, Sp.Perio(K)

Anggota : 1. Prof. Dr. Suhariningsih, Ir

2. Prof. Dr. M. Zainuddin, Apt

3. Prof. Dr. rer. nat. Agus Rubiyanto, M.Eng.Sc

4. Dr. Mitrayana, M.Si

5. Dr. Soegianto Soelistono, M.Si

6. Dr. Hari Basuki N., dr, M.Kes

7. Dr. Retna Apsari, M.Si

**Ditetapkan dengan Surat Keputusan
Rektor Universitas Airlangga
Nomor : 1982/H3/KR/2011
Tanggal : 25 Agustus 2011**

SUMMARY

Application of speckle pattern Acousto-Optics For Acoustic Vibration Detection In Dental Plaque Biofilm

Harmadi

The appropriate optical system used to analyze the optical image is the acousto-optic method. In general, acousto-optic effect is produced by an ultrasonic wave generator on optical materials. Acoustic waves propagation on the sample will produce stress and strain as periodical refractive index changes.

Acoustic wave exposure on dental plaque samples with laser irradiation on biofilms will cause speckle-modulation that carries physical information from samples to occur. Signals or information brought by samples can be detected by irradiating the laser beam on them, causing a back-scattering detected with a CCD camera detector. The results obtained were recorded in personal computers (PC) in video image format of 320 x 240 pixels, and displayed in speckle patterned format.

This study used samples of 2, 4, and 6 hours dental plaque biofilms vibrated by acoustic vibrations at a frequency of 25000 Hz. The difference could be seen in the varied random samples intensity on conditions before, when, and after being vibrated.

In order to obtain further differences among samples conditions, speckle pattern obtained in this study was processed with image processing to get the image quantity value in the form of speckle contrast which can be used to observe and measure the changes/differences of samples conditions completely, before, when, and after vibrated by acoustic vibrations at a frequency of 25000 Hz. Physically, this case showed the intensity distribution for each dental plaque biofilm sample; therefore, dental plaque biofilm samples changes before and after the vibration could be observed and detected from changing shapes in image patterns.

Image processing is accomplished by using such processing with ImageJ ran by Windows operating system with Java programming language. Speckle pattern, in a video image format of 320 x 240 pixels with the converted original color using ImageJ

software into a color, consisted of only one primary light intensity, that is in a gray scale. This speckle modulation carried the physical information with a random variation in a gray-level image intensity composed only of one primary color and the color image displayed on a gray level whose values ranged from 0 to 255, where the 0 value indicated the darkest (black) and a value of 255 declared the brightest (white).

To get the image quantity of speckle modulation, statistical analysis with histogram was conducted, so that it could show intensity distribution of varied gray scale images with each point of the images determined intensity mean values and standard deviations as deviation measurement of the intensity variation of the overall images. Based on the acquisition of intensity mean values and whole images intensity standard deviations, the quantity of images in speckle contrast format could be determined, whose ratio was between the standard deviation with the intensity mean value, and when the ratio was 1, it was called a maximum contrast pattern.

Speckle contrast was a value or quantity of speckle modulation that could be used to detect acoustic vibrations changes in dental plaque biofilms samples of 2, 4 and 6 hours with the influence of acoustic frequencies in the range of 0-50000 Hz. The higher the acoustic frequency given in samples of dental plaque biofilm, the lower the samples speckle contrasts. These changes appeared more optimally in infrasonic frequency than the sonic and ultrasonic ones.

Acoustic vibrations provision at a frequency of 25000 Hz on each sample of dental plaque biofilm resulted in contrast changes in that biofilms. In after vibrated biofilms samples, speckle contrast was higher than before. By CLSM observation, thickness development occurred on each sample of dental plaque biofilms. There was an increase on biofilm thickness after vibrated with a frequency of 25000 Hz for 3 seconds.

In general, the acousto-optic effect was produced by generating ultrasonic waves in medium samples, in which the acoustic wave propagated in the medium causing a periodic variation to refraction index. Oscillation amplitude by ultrasonic frequency propagating through the membrane of microorganisms microcoloni dental plaque biofilm samples occurred, in areas around the membrane, stress arouse microcoloni and

strain causing the pressure difference at the boundary; hence, the voltage at the field boundary differences existed. The higher the ultrasonic frequency, the smaller the wavelength, and the shorter the distance density and strain. When the threshold exceeded the pressure on the microcoloni membrane plaque biofilm microorganisms, it would break them down allowing the microorganism inactivation.

By applications use of CLSM, comparable data of observation and measurement of the thickness samples dental plaque biofilms on the treatment of 2, 4, and 6 hours were gained by arranging a single layer measurements in 1 μm (1000 nm), so that the coating thickness measurement of samples of dental plaque biofilm can be determined. Based on the results of the data and were it associated with the acquisition value of speckle contrast, there were visible changes in dental plaque biofilm formation, both on the sample treatment of 2, 4, and 6 hours. After each measurement for the sample of dental plaque biofilm, the obtained thickness were 6000 nm (6 μm) with a contrast value of 0.592707 a.u for samples in 2 hours treatment, 7000 nm (7 μm) with that of 0.571257 a.u in samples of 4 hours treatment, and 9000 nm (9 μm) with such value of 0.550700 a.u in 6 hours treatment ones.

The longer the time formation of dental plaque biofilm, the lower the speckle contrast, moreover, the thickness of the dental plaque biofilm samples would increase. Furthermore, the faster the time formation of dental plaque biofilm, the higher the speckle contrast and the thickness of the dental plaque biofilm samples decreased. Such results showed that there was a development of life on dental plaque biofilm samples obtained from the oral cavity, namely, the one starting from 2 hours of dental plaque biofilm initial setup phase, up to 4 and 6 hours to the mature dental plaque biofilm formation.

ABSTRACT

ABSTRACT**Application of speckle pattern Acousto-Optics For Acoustic
Vibration Detection In Dental Plaque Biofilm****Harmadi**

Research of acoustic vibration detection of speckle patterns on a sample of dental plaque biofilm which is an in-vitro study of dental plaque biofilm has been done. The method used for this study was acousto-optic imaging, which are a combination of acoustic system between a ultrasonic and optical system in a single device, in order to obtain speckle imaging. The light modulation caused by the influence of acoustic waves on dental plaque biofilm samples developed on the acrylic medium will cause the speckle modulation carrying physical information from the sample. Signals or physical information from samples were obtained by irradiating the laser beam on the sample causing a back-scattering and it was then detected using a CCD camera detector. The results obtained from the detector was recorded on personal computers (PC) in the form of a video image of 320 x 240 pixels, and is displayed in the form of speckle pattern.

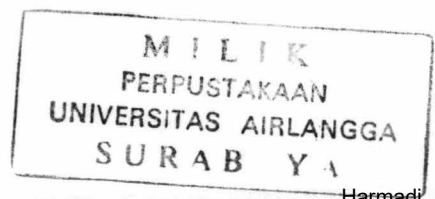
Speckle pattern was analyzed using software imageJ characterization. The result obtained was the histogram characteristics of gray-level intensity distribution and there was a speckle contrast change on every acoustic vibration detection by the influence of acoustic vibrations and observation of changes in the formation of dental plaque biofilm samples. For the measurement of the thickness of the sample, as comparison of speckle contrast observations, CLSM equipped with an AOTF was used. The results obtained were as follows: the 2-hour samples with a t 6 μm thickness has high speckle contrast of 0.592707 a.u; the 4-hour samples with a of 7 μm thickness has the speckle contrast of 0.571257 a.u; and the 6-hour samples with a 9 μm thickness of has low speckle contrast of 0.550700 a.u. The longer the time required to form dental plaque biofilm the lower the speckle contrast and the thickness of the plaque biofilm samples increases. Whereas, the faster the formation of dental plaque biofilm, the higher the speckle contrast and the thickness of the plaque biofilm samples decreases. There was a change on dental plaque samples obtained from the oral cavity, starting from initial installation stages of plaque biofilm to the formation of mature plaque biofilm.

Key words: Speckle Pattern, Acousto-Optic, Dental Plaque Biofilms.

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN DISERTASI	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
PENETAPAN PANITIA PENGUJI	iv
UCAPAN TERIMA KASIH	v
RINGKASAN	ix
SUMMARY	xiii
ABSTRACT	xvi
DAFTAR ISI	xvii
DAFTAR TABEL	xxii
DAFTAR GAMBAR	xxiii
DAFTAR LAMPIRAN	xxvii
DAFTAR SINGKATAN DAN NOTASI	xxix
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	9
1.3 Tujuan Penelitian	10
1.3.1 Tujuan Umum	10
1.3.2 Tujuan Khusus	10
1.4 Manfaat penelitian	10



1.4.1 Manfaat Teoritis	11
1.4.2 Manfaat Praktis	11
1.5 Batasan Masalah	12
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	13
2.1 Fenomena Spekel	14
2.1.1 Sifat Fisika dari Pola Spekel	14
2.1.2 Statistik dari Intensitas Spekel	16
2.1.3 Spekel Dinamik	20
2.1.4 Interaksi Cahaya Laser dengan Material Biologi	22
2.1.5 Hamburan (<i>Scattering</i>)	24
2.1.6 Penyerapan (<i>Absorption</i>)	26
2.1.7 Rancangan Sistem Biospekel	27
2.1.7.1 <i>Back-Scattering</i> (Hamburan-Balik) Spekel	28
2.1.7.2 <i>Forward-Scattering</i> (Hamburan-Maju) Spekel	39
2.2 Prinsip Akusto-Optik	32
2.2.1 Karakteristik Material Akusto-optik	35
2.2.2 Konsep Dasar Interaksi Akusto-optik	37
2.2.3 Konsep Partikel Dari Interaksi Akusto-optik	39
2.2.4 Perangkat Akusto-Optik	41
2.2.4.1 Akusto-Optik Modulator	42
2.2.4.2 Akusto-Optik Deflektor	43
2.2.4.3 Akusto-Optik Filter	45

2.2.4.4 <i>Confocal Laser Scanning Microscopy</i> (CLSM)	48
2.3 Vibrasi	52
2.3.1 Vibrasi Akustik (Bunyi)	52
2.3.2 Efek Biologis Gelombang Ultrasonik	53
2.3.2.1 Energi dan intensitas gelombang ultrasonik	54
2.3.2.2 Kaitan intensitas gel. ultrasonik dengan amplitudo dan frekuensi	54
2.3.2.3 Intensitas gelombang ultrasonik dihubungkan dengan jarak	56
2.3.2.4 Sifat gelombang ultrasonik	57
2.3.2.5 Efek termal gelombang ultrasonik	59
2.3.2.6 Efek kavitasi gelombang ultrasonik	61
2.3.2.7 Efek mekanik gelombang ultrasonik	62
2.3.2.8 Mekanisme interaksi gelombang ultrasonik dalam medium	64
2.4 Biofilm	65
2.4.1 Faktor Yang Mempengaruhi Pembentukan Biofilm	66
2.4.2 <i>Dental Plaque Biofilm</i>	68
2.4.2.1 Pembentukan <i>dental plaque biofilm</i>	69
2.4.2.2 Dampak negatif <i>dental plaque biofilm</i>	73
2.4.2.3 Pencegahan <i>dental plaque biofilm</i>	74
2.5 Prinsip Pengolahan <i>Image</i> (Citra)	77
BAB III KERANGKA KONSEPTUAL PENELITIAN	81
3.1 Kerangka Konseptual Penelitian	81
3.2 Skema Kerangka Konseptual	85

3.3 Hipotesis Penelitian	86
BAB IV METODE PENELITIAN	88
4.1 Penelitian Tahap I : Preparasi dan Karakterisasi Sampel	90
4.1.1 Bahan Penelitian	90
4.1.2 Peralatan Penelitian	91
4.1.3 Tempat Penelitian	91
4.1.4 Prosedur Penelitian	92
4.2 Penelitian Tahap II : Rancang Bangun Sisitem Optis dengan Metode Akusto-Optik untuk menghasilkan Pencitraan Spekel dalam bentuk Pola Spekel	93
4.2.1 Bahan Penelitian	93
4.2.2 Peralatan Penelitian	94
4.2.3 Tempat Penelitian	94
4.2.4 Prosedur Penelitian	95
4.3 Penelitian Tahap III : Pengolahan citra dari pola spekel untuk mendapatkan kontras spekel	96
4.3.1 Bahan Penelitian	96
4.3.2 Peralatan Penelitian	96
4.3.3 Definisi Operasional Penelitian	97
4.3.4 Prosedur Penelitian	99
4.4 Penelitian Tahap IV : Analisis Modulasi Pola Spekel dengan menggunakan Kontras Spekel dan Pengamatan dengan CLSM untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik dan Pengamatan Perubahan Bentuk <i>Dental Plaque Biofilm</i>	100
4.4.1 Bahan Penelitian	100

4.4.2 Peralatan Penelitian	100
4.4.3 Tempat Penelitian	101
4.4.4 Prosedur Penelitian	101
BAB V HASIL PENELITIAN	105
5.1 Karakterisasi Sampel <i>Dental Plaque Biofilm</i>	104
5.2 Rancang Bangun Sistem Optis dengan Metode Akusto-Optik untuk menghasilkan Pencitraan Spekel dalam bentuk Pola Spekel	106
5.3 Pengolahan Citra dari Pola Spekel untuk mendapatkan Kontras Spekel pada Sampel <i>Dental Plaque Biofilm</i>	111
5.4 Analisis Modulasi Pola Spekel dengan menggunakan Kontras Spekel dan Pengamatan dengan CLSM untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik dan Pengamatan Perubahan Bentuk <i>Dental Plaque Biofilm</i>	116
BAB VI PEMBAHASAN	122
6.1 Preparasi dan Karakterisasi Sampel <i>Dental Plaque Biofilm</i>	122
6.2 Rancang Bangun Sistem Optis dengan Metode Akusto-Optik Untuk menghasilkan Pencitraan Spekel dalam bentuk Pola Spekel	123
6.3 Pengolahan Citra dari Pola Spekel untuk mendapatkan Kontras Spekel pada Sampel <i>Dental Plaque Biofilm</i>	127
6.4 Analisis Modulasi Pola Spekel dengan menggunakan Kontras Spekel dan Pengamatan dengan CLSM untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik dan Pengamatan Perubahan Bentuk <i>Dental Plaque Biofilm</i>	131
BAB VII PENUTUP	139
7.1 Kesimpulan	139
7.2 Saran	140
DAFTAR PUSTAKA	141

DAFTAR TABEL

	Halaman	
Tabel 2.1	Data karakteristik dari beberapa material akusto-optik	37
Tabel 5.1	Data konsentrasi Na, Ca, dan K pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> yang dikembangkan pada media akrilik	106
Tabel 5.2	Data Nilai Kontras Spekel pada Sampel <i>Dental Plaque Biofilm</i> sebelum digetarkan, pada saat digetarkan, dan setelah digetarkan pada frekuensi ultrasonik 25000 Hz	116
Tabel 5.3	Data ketebalan sampel sebelum digetarkan	119
Tabel 5.4	Data ketebalan sampel setelah vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz	121

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1 Diagram spekel	13
Gambar 2.2 Pantulan difusi cahaya koheren permukaan bahan	14
Gambar 2.3 Transmisi cahaya koheren melalui objek tembus	15
Gambar 2.4 Pembentukan citra permukaan sampel	15
Gambar 2.5 Beberapa medan yang terhambur diplot dalam bidang kompleks ..	17
Gambar 2.6 Interaksi antara cahaya laser dengan jaringan biologis	23
Gambar 2.7 Suatu contoh hamburan Rayleigh dan Mie pada partikel	25
Gambar 2.8 Susunan aturan <i>back-scattering</i> (hamburan-balik)	28
Gambar 2.9 Susunan aturan <i>forward-scattering</i>	29
Gambar 2.10 Variasi spasial indeks bias dari perambatan gelombang bunyi	38
Gambar 2.11 Peralatan dasar akusto-optik	39
Gambar 2.12 Diagram vektor gelombang difraksi bragg ideal	41
Gambar 2.13 Konfigurasi tipe bragg	43
Gambar 2.14 Akusto-optik deflektor (AOD)	44
Gambar 2.15 Skema jenis filter akusto-optik	45
Gambar 2.16 Kondisi phase untuk filter akusto-optik	46
Gambar 2.17 Polarisasi ordinari dan ekstraordinari	47
Gambar 2.18 Sistem CLSM	49
Gambar 2.19 Tampilan spesimen dengan X-Y dan X-Z <i>scan</i>	50

Gambar 2.20	Gelombang ultrasonik datang normal pada bidang batas medium..	57
Gambar 2.21	Tampilan proses pembentukan biofilm	67
Gambar 2.22	Dental plaque biofilm	68
Gambar 2.23	Pola pengembangan biofilm	71
Gambar 2.24	Tampilan gigi dan jaringannya	73
Gambar 2.25	Bentuk histogram berbagai sebaran tingkat keabuan citra	79
Gambar 2.26	Histogram dari citra warna	80
Gambar 3.1	Kerangka konseptual penelitian	85
Gambar 3.2	Kerangka konseptual sistem pencitraan akusto-optik	87
Gambar 4.1	Kerangka operasional penelitian	89
Gambar 4.2	Reaksi polimerisasi PMMA	90
Gambar 4.3	Proses pengambilan sampel <i>dental plaque biofilm</i> dari mulut	92
Gambar 4.4	Proses karakterisasi sampel <i>dental plaque biofilm</i> dengan AAS ...	92
Gambar 4.5	Susunan peralatan pengujian sampel <i>dental plaque biofilm</i> dengan Metode akusto-optik pencitraan spekel	95
Gambar 4.6	Tampilan utama <i>software ImageJ</i>	97
Gambar 4.7	Kerangka operasional penelitian pengolahan citra untuk mendapatkan kontras spekel	98
Gambar 4.8	<i>Flowchart</i> penelitian analisis modulasi spekel dengan menggunakan kontras spekel	102
Gambar 4.9	Prinsip kerja dari CLSM untuk pengujian sampel <i>dental plaque biofilm</i>	103
Gambar 5.1	Sistem pencitraan akusto-optik pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> Yang menghasilkan pola spekel	107

Gambar 5.2	Pola spekel dan tampilannya dalam 3D pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 2 jam	108
Gambar 5.3	Pola spekel dan tampilannya dalam 3D pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 4 jam	109
Gambar 5.4	Pola spekel dan tampilannya dalam 3D pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 6 jam	110
Gambar 5.5	Bentuk perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra terhadap pola spekel pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 2 jam	112
Gambar 5.6	Bentuk perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra terhadap pola spekel pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 4 jam	113
Gambar 5.7	Bentuk perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra terhadap pola spekel pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 2 jam	114
Gambar 5.8	Kontras spekel sampel <i>dental plaque biofilm</i> oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 – 50000 Hz	118
Gambar 5.9	Data tampilan pengamatan dan pengukuran ketebalan sebelum digetarkan (0 Hz)	119
Gambar 5.10	Data tampilan pengamatan dan pengukuran ketebalan setelah digetarkan dengan frekuensi ultrasonik 25000 Hz	120
Gambar 6.1	Hubungan konsentrasi unsur utama <i>dental plaque biofilm</i> terhadap lamanya waktu pengambilan sampel.....	123
Gambar 6.2	Perubahan nilai kontras spekel pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> Akibat vibrasi akustik 25000 Hz pada kondisi sebelum digetarkan, Saat digetarkan, dan setelah digetarkan	129
Gambar 6.3	Kontras spekel sampel plaque biofilm oleh pengaruh frekuensi Akustik pada rentang 0 – 16 Hz	131
Gambar 6.4	Kontras spekel sampel plaque biofilm oleh pengaruh frekuensi Akustik pada rentang sampai dengan 1000 Hz	132
Gambar 6.5	Kontras spekel sampel plaque biofilm oleh pengaruh frekuensi Akustik pada rentang sampai dengan 50000 Hz	123

Gambar 6.6	Sistem pengaturan scanning sampel <i>dental plaque biofilm</i> dengan CLSM	135
Gambar 6.7	Perubahan ketebalan pada sampel <i>dental plaque biofilm</i> 2 jam, 4 jam, dan 6 jam sebelum dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik	136
Gambar 6.8	Perbandingan kontras spekel terhadap sampel <i>dental plaque biofilm</i> 2 jam, 4 jam, dan 6 jam	137

UCAPAN TERIMA KASIH

UCAPAN TERIMA KASIH

Puji dan syukur ke hadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan naskah disertasi Program Doktor S-3 MIPA Universitas Airlangga Surabaya.

Disertasi ini dapat diselesaikan berkat bimbingan, saran dan koreksi dari tim Promotor. Dengan segala kerendahan hati, penulis menyampaikan terima kasih serta penghargaan yang setinggi-tingginya kepada :

Prof. Dr. Suhariningsih, Ir., selaku Promotor yang membimbing, memberikan wawasan dan falsafah berpikir yang sangat bermanfaat selama proses penyusunan proposal, penelitian, dan penyusunan naskah disertasi. Terima kasih atas semangat dan dukungan yang diberikan untuk menyelesaikan penelitian dan waktu konsultasi di tengah-tengah kesibukan beliau yang sangat padat.

Prof. Dr. M. Zainuddin, Apt., sebagai Ko Promotor I yang telah membimbing dengan sabar, memberikan wawasan dan logika berpikir yang sangat bermanfaat selama proses penyusunan proposal, penelitian, dan penyusunan naskah disertasi. Di tengah kesibukan beliau, dengan sabar dan penuh perhatian serta senantiasa memberikan semangat untuk menyelesaikan disertasi ini. Beliau selalu menyediakan waktu untuk berkonsultasi dan mengoreksi naskah.

Prof. Dr. rer. nat. Agus Rubiyanto, M.Eng.Sc., sebagai Ko-Promotor II yang telah membimbing, memberi wawasan dan logika berpikir sehingga timbul ide untuk topik disertasi ini dan selalu dengan sabar mengarahkan serta memotivasi penulis dalam penulisan naskah disertasi ini. Di tengah kesibukan beliau selalu ada waktu untuk konsultasi dan mengoreksi naskah disertasi.

Pemerintah Republik Indonesia melalui Menteri Pendidikan dan Kebudayaan yang telah memberi kesempatan serta bantuan dana beasiswa studi BPPS dan Hibah Penelitian Program Doktor, sehingga penulis dapat mengikuti pendidikan program Pascasarjana Universitas Airlangga Surabaya dan menyelesaikan penelitian disertasi.

Rektor Universitas Airlangga Prof. Dr. Fasich, Apt., yang telah berkenan menerima penulis sebagai mahasiswa Program Pascasarjana Universitas Airlangga.

Direktur Program Pascasarjana Universitas Airlangga Prof. Dr. Sri Hajati, SH., MS., yang telah memberikan fasilitas untuk mengikuti Program Doktor di Universitas Airlangga Surabaya. Ketua Program Studi Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Dr. Bambang Irawan, M.Sc., dan mantan Ketua Program Studi Prof. Dr. Suhariningsih, Ir., atas nasehat, perhatian dan dorongan semangat yang diberikan untuk menyelesaikan pendidikan Doktor.

Rektor Universitas Andalas Padang Prof. Dr. Musliar Kasim, MS., yang telah memberikan ijin untuk mengikuti program Doktor di Universitas Airlangga Surabaya.

Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Andalas Padang Prof. Dr. Emriadi, MS., dan mantan Dekan Dr. Ardinis Arbain, M.Sc., yang telah memberi ijin dan kesempatan pada penulis untuk mengikuti pendidikan Program Doktor.

Seluruh Tim Penguji pada ujian kualifikasi, proposal, kelayakan naskah, dan tertutup Prof. Dr. M. Rubianto, drg., MS., Sp.Perio. (K), Prof. Dr. Sekartedjo, Ir., M.Sc., Dr. Mitrayana, M.Si., Dr. Soegianto Soelistiono, M.Si., Dr. Hari Basuki N., dr., M.Kes., Dr. Ni'matuzahroh, MS., Dr. Tini Surtiningsih, Ir., DEA., dan Dr. Retna Apsari, M.Si., yang telah memberikan saran dan masukan yang sangat berharga untuk penulisan disertasi ini.

Ketua Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Andalas Arif Budiman, M.Si., dan seluruh staf atas bantuan dan kerjasama selama penulis menyelesaikan Program Doktor. Mantan Ketua Departemen Fisika FMIPA Universitas Andalas Wildian, Drs., M.Si., atas ijin dan kesempatan yang diberikan untuk mengikuti Program Doktor.

Kepala Laboratorium Optik dan Optoelektronika Departemen Fisika FMIPA ITS Surabaya beserta staf dan teknisi yang telah berkenan memberi ijin dan fasilitas selama penelitian untuk disertasi, serta seluruh keluarga besar anggota Grup optik dan

optoelektronika baik mahasiswa S1, S2, maupun S3 yang telah membantu dalam penelitian dan menjadikan ajang diskusi untuk menggali ilmu.

Kepala Laboratorium Fisika Atom-Inti Grup Spektrometer Foto Akustik dan Aplikasi Laser Departemen Fisika FMIPA UGM Yogyakarta beserta staf, asisten laboratorium, dan teknisi yang telah berkenan memberi ijin dan fasilitas untuk menggunakan peralatan Fotoakustik sebagai penambah wawasan dalam menunjang penelitian disertasi.

Kepala Laboratorium Departemen Prostodonsia dan Ketua Program Studi D3TKG Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga yang telah berkenan memberi ijin untuk mencetak model dan tempat peletakan sampel dari bahan akrilik.

Bapak Gatut Yudoyono, Drs., MT., Fx Ady Soesetijo, drg., Sp.Pros., Muhamad Amin, S.Si., M.Si., dan Ashar Pakawaru, ST., MT., yang telah banyak membantu dalam pelaksanaan penelitian dan publikasi.

Rekan-rekan angkatan 2007/2008 Program Doktor Program Studi MIPA Universitas Airlangga Suko Hardjono, Drs., MS., Apt., Syamsul Arifin, Drs., M.Kes., Dr. Suryani Dyah Astuti, M.Si., Dr. Sobri Abusini, Drs., MT., Gita Pawana, Ir., M.Si., Dr. Tatang Sopandi, Ir., MP., Dr. Mohamad Fadjar, Ir., M.Sc., Pangesti Nugrahani, Ir., M.Si., Yulia Iridayanti, Dra., M.Si., Dr. Tri Dewanti Widyaningsih, Ir., M.Kes., Dr. Yuni Kilawati, S.Pi., M.Si., Dr. Catur Retnaningdyah, Dra., M.Si., Dr. Serafinah Indriyani, Dra., M.Si., Dr. Idha Kusumawati, M.Si. Apt., Dr. Wiwied Ekasari, Dra., M.Si., Apt., dan Christina Avanti, Dra., M.Si., Apt., atas kebersamaan dan motivasi yang diberikan selama menempuh pendidikan Doktor, semoga kebersamaan ini tetap terjaga dan terjalin.

Ayahanda dan Ibunda tercinta yang senantiasa dengan ketulusan selalu mendo'akan, mencurahkan kasih sayang yang tak pernah putus, serta selalu mendukung dan memberikan dorongan semangat, Bapak (Alm) dan Ibu Mertua yang selalu mendukung dan memberi semangat, dan juga Bapak Dr. Tjiptono Darmadji (Alm) atas segala curahan semangat dan motivasi yang telah diberikan demi untuk mencapai cita-cita. Serta kepada ketiga saudaraku, kakakku Marwin, ST., adikku Devi Kurniawati,

A.Md., dan Sari Afriani S.Pi., juga iparku beserta keluarganya yang telah banyak membantu dan memberi semangat.

Istri tercinta Fera Ramali, SE.Ak., serta anak-anakku tersayang Alif Dira Ramadhan, Naufal Dira Agustian, dan Muthia Nadira Janeeta atas do'a, kesabaran, pengertian, dukungan, dan pengorbanan yang diberikan selama penulis menempuh pendidikan Program Doktor.

Akhirnya kepada semua pihak yang namanya tidak bisa disebutkan satu persatu, yang telah membantu penulis baik langsung maupun tidak langsung dalam melakukan penelitian, penulis ucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya. Semoga Naskah Disertasi ini dapat bermanfaat untuk pengembangan dunia ilmu pengetahuan dan teknologi.

Surabaya, 7 Nopember 2011

Penulis

RINGKASAN

Aplikasi Pola Spekel Akusto-Optik Untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik Pada Dental Plaque Biofilm

Harmadi

Sistem optik yang tepat digunakan untuk menganalisis citra optik adalah dengan menggunakan metode akusto-optik. Pada umumnya, efek akusto-optik dihasilkan oleh pembangkit gelombang ultrasonik terhadap bahan optis. Gelombang akustik yang merambat pada sampel akan menghasilkan *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan) yang merupakan perubahan indeks bias secara periodik.

Paparan gelombang akustik pada sampel *dental plaque biofilm* yang disinari laser, akan menyebabkan terjadi modulasi spekel yang membawa informasi fisis dari sampel. Sinyal atau informasi yang dibawa sampel dapat dideteksi dengan cara meluruskan atau melewatkan berkas laser mengenai sampel sehingga terjadi *back-scattering* (hamburan balik) dan dideteksi dengan menggunakan detektor CCD camera. Hasil yang diperoleh detektor direkam pada *personal computer* (PC) dalam bentuk citra video 320 x 240 piksel, dan ditampilkan dalam bentuk pola spekel.

Pada penelitian ini sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam yang digetarkan dengan vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz, secara keseluruhan terlihat perbedaan intensitas variasi acak dari sampel pada kondisi sebelum digetarkan, saat digetarkan, dan setelah digetarkan.

Untuk melihat perbedaan lebih jauh antara kondisi sampel, maka pola spekel yang diperoleh diolah dengan menggunakan pengolahan citra untuk mendapatkan nilai kuantitas citra dalam bentuk kontras spekel yang dapat digunakan untuk mengamati dan mengukur perubahan/perbedaan yang menyeluruh dari kondisi sampel sebelum digetarkan, saat digetarkan, dan setelah digetarkan dengan vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz. Secara fisik hal ini memperlihatkan distribusi intensitas dari setiap sampel

dental plaque biofilm, sehingga dapat diamati dan dideteksi perubahan sampel *dental plaque biofilm* sebelum dan setelah vibrasi tersebut dari bentuk perubahan pola pencitraannya.

Pengolahan citra dilakukan dengan menggunakan program *image processing* (pengolahan citra) *ImageJ* yang dijalankan dengan sistem pengoperasian Windows dengan bahasa pemrograman *Java*. Pola spekel dalam bentuk citra video 320 x 240 piksel dengan warna asli dikonversi dengan menggunakan *software ImageJ* menjadi warna yang hanya terdiri dari satu intensitas cahaya primer, yaitu dalam *gray scale* (skala keabuan). Modulasi spekel ini membawa informasi fisis dengan variasi acak dalam suatu intensitas citra *gray level* (tingkat keabuan), yaitu intensitas citra hanya tersusun dari satu warna primer dan warna citra ditampilkan pada suatu tingkat keabuan yang nilainya berkisar dari 0 hingga 255, dimana nilai 0 menyatakan nilai paling gelap (hitam) dan nilai 255 menyatakan nilai paling terang (putih).

Untuk mendapatkan kuantitas citra dari modulasi spekel, dilakukan analisis statistik dengan menggunakan histogram, sehingga dapat menampilkan distribusi intensitas tingkat keabuan citra yang bervariasi di setiap titik di dalam citra, dan dapat ditentukan nilai rerata intensitas serta simpangan baku yang merupakan ukuran variasi simpangan dari intensitas keseluruhan citra tersebut. Berdasarkan perolehan nilai rerata dari intensitas dan simpangan baku dari intensitas keseluruhan citra, maka dapat ditentukan kuantitas dari citra dalam bentuk kontras spekel, yang merupakan rasio (perbandingan) antara simpangan baku dengan nilai rerata intensitasnya, dan ketika rasio adalah 1 maka pola disebut memiliki kontras maksimum.

Kontras spekel merupakan nilai atau kuantitas dari modulasi spekel yang dapat digunakan untuk deteksi perubahan vibrasi akustik pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 - 50000 Hz. Semakin tinggi frekuensi akustik yang diberikan pada sampel *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel pada sampel semakin rendah. Perubahan ini terlihat lebih optimal pada daerah frekuensi infrasonik dibandingkan dengan daerah sonik dan ultrasonik

Pemberian vibrasi akustik pada daerah frekuensi 25000 Hz yang dikenai pada setiap sampel *dental plaque biofilm*, maka terjadi perubahan kontras pada *dental plaque biofilm*. Pada sampel *dental plaque biofilm* setelah digetarkan mengalami penurunan kontras spekel jika dibandingkan dengan sebelum digetarkan. Pengamatan dengan CLSM terjadi perkembangan ketebalan pada setiap sampel *dental plaque biofilm*. Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik ketebalan *dental plaque biofilm* cenderung semakin meningkat jika dibandingkan dengan sebelum digetarkan.

Secara umum, efek akusto-optik yang dihasilkan oleh pembangkit gelombang ultrasonik pada medium sampel, dimana gelombang akustik merambat pada medium menyebabkan variasi periodik dalam indeks bias. Terjadi osilasi amplitudo oleh frekuensi ultrasonik yang merambat melalui membran mikrokoloni mikroorganisme sampel *dental plaque biofilm*, di sekitar membran mikrokoloni timbul daerah *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan) yang menyebabkan beda tekanan pada bidang batas sehingga terjadi tegangan di bidang batas tersebut. Makin tinggi frekuensi ultrasonik maka makin kecil panjang gelombang, sehingga makin pendek jarak rapatan dan regangan. Bila melampaui ambang tekanan pada mikrokoloni mikroorganisme maka membran *dental plaque biofilm* akan rusak sehingga memungkinkan mikroorganisme mengalami kematian (inaktivasi).

Aplikasi dengan menggunakan CLSM diperoleh data pembandingan pengamatan dan pengukuran sampel *dental plaque biofilm* pada perlakuan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, dengan cara mengatur satu lapisan pengukuran dalam 1 μm (1000 nm), sehingga pengukuran ketebalan lapisan sampel *dental plaque biofilm* dapat ditentukan. Berdasarkan hasil data yang diperoleh dan jika dikaitkan dengan perolehan nilai kontras spekel, terlihat adanya perubahan pembentukan *dental plaque biofilm*, baik pada sampel perlakuan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam. Setelah dilakukan pengukuran masing-masing sampel *dental plaque biofilm*, maka diperoleh ketebalan 6000 nm (6 μm) dengan nilai kontras 0.592707 a.u untuk sampel pada perlakuan 2 jam, 7000 nm (7 μm) dengan nilai kontras 0.571257 a.u pada sampel perlakuan 4 jam, dan 9000 nm (9 μm) dengan nilai kontras 0.550700 a.u pada sampel perlakuan 6 jam.

Semakin lama waktu pembentukan *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel semakin rendah dan ketebalan sampel *dental plaque biofilm* meningkat. Semakin singkat waktu pembentukan *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel semakin tinggi dan ketebalan sampel *dental plaque biofilm* menurun. Hal ini menunjukkan terjadi perkembangan kehidupan pada sampel *dental plaque biofilm* yang diperoleh dari rongga mulut, yaitu mulai dari 2 jam tahap pemasangan awal *dental plaque biofilm*, sampai 4 jam dan 6 jam menuju ke pembentukan *dental plaque biofilm* dewasa.

LAMPIRAN

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
Lampiran I.1 Sistem Peralatan Pengujian Karakteristik Sampel <i>Dental Plaque Biofilm</i> Menggunakan AAS.....	152
Lampiran I.2 Perangkat Preparasi Sampel Untuk Pengujian Karakteristik Sampel	152
Lampiran I.3 Perangkat Pembangkit Frekuensi Akustik.....	153
Lampiran I.4 Perangkat Pengamatan dan Pengukuran Dengan CLSM	153
Lampiran II.1 Karakteristik Transduser Piezoelektrik	154
Lampiran II.2 Diagram Spesifikasi CLSM FV1000 Olympus	155
Lampiran III.1 Hasil Pengukuran Konsentrasi Unsur Natrium (Na)	156
Lampiran III.2 Hasil Pengukuran Konsentrasi Unsur Kalsium (Ca)	156
Lampiran III.3 Hasil Pengukuran Konsentrasi Unsur Kalium (K)	157
Lampiran IV.1 Data Distribusi Intensitas Tingkat Keabuan Citra Sampel 2 jam ..	158
Lampiran IV.2 Data Distribusi Intensitas Tingkat Keabuan Citra Sampel 4 jam ..	161
Lampiran IV.3 Data Distribusi Intensitas Tingkat Keabuan Citra Sampel 6 jam ..	164
Lampiran V Data Hasil perhitungan Kontras Spekel Pada Sampel Sebelum, Saat, dan Setelah Digetarkan Pada Frekuensi Ultrasonik 25000 H.....	167
Lampiran VI.1 Hasil Karakteristik Histogram Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Rentang Frekuensi 0 -50000 Hz Pada Sampel 2 jam	168
Lampiran VI.2 Hasil Karakteristik Histogram Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Rentang Frekuensi 0 -50000 Hz Pada Sampel 4 jam	177
Lampiran VI.3 Hasil Karakteristik Histogram Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Rentang Frekuensi 0 -50000 Hz Pada Sampel 6 jam.....	186

Lampiran VII Hasil Perolehan Nilai Kontras Secara Keseluruhan Pada Sampel 2 jam, 4 jam, 6 jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Pada Rentang Frekuensi 0 -50000 Hz	195
Lampiran VIII.1 Hasil Pengamatan Sampel Dengan Menggunakan CLSM Sebelum Digetarkan	196
Lampiran VIII.2 Hasil Pengamatan Sampel Dengan Menggunakan CLSM Setelah Digetarkan	197
Lampiran IX.1 Hasil Pengukuran Ketebalan Sampel Dengan Menggunakan CLSM Sebelum Digetarkan	198
Lampiran IX.2 Hasil Pengukuran Ketebalan Sampel Dengan Menggunakan CLSM Setelah Digetarkan	199

DAFTAR SINGKATAN DAN NOTASI

AAS	: Atomic Absorption Spectroscopy
AO	: Acousto Optic
AOD	: Acousto Optic Deflector
AOM	: Acousto Optic Modulator
AOT	: Acousto Optic Tomography
AOTF	: Acousto Optic Tunable Filter
<i>a</i>	: Percepatan
<i>A</i>	: Amplitudo medan listrik
<i>l</i>	: Panjang gelombang akustik
λ	: Panjang gelombang optik
α	: Koefisien absorpsi
CCD	: Charge Coupled Devices
CLSM	: Confocal Laser Scanning Microscopy
CW	: Continuous Wave
<i>C</i>	: Kontras Spekel
LASCA	: Laser Speckle Contrast Analysis
LLLT	: Low Level Laser Therapy
LSI	: Laser Speckle Imaging
<i>D</i>	: Diameter
<i>d</i>	: Tebal

3 D	: Tiga Dimensi
Δ	: Perubahan
σ	: Standar Deviasi (Simpangan Baku)
E	: Kuat medan listrik
<i>E</i>	: Energi
FG	: Function Generator
<i>F</i>	: Gaya
<i>f</i>	: Frekuensi
He-Ne	: Helium Neon
<i>I</i>	: Intensitas
$\langle I \rangle$: Nilai rerata intensitas
<i>j</i>	: Elemen hamburan permukaan
IR	: Infrared
K	: Vektor gelombang
<i>k</i>	: Koefisien atenuasi
<i>L</i>	: Panjang interaksi
<i>l</i>	: Panjang
<i>M</i>	: Figure of merit (kepekaan instrumen)
<i>m</i>	: Massa
<i>H</i>	: Koefisien visikositat
<i>N</i>	: Jumlah Komponen

n	: Indek bias
PAT	: Photo Acoustic Tomography
PMMA	: Poly Methyl Methacrylate
p	: Probabilitas
P_a	: Daya akustik
$P(x,y,z)$: Titik P dalam ruang x, y, z
P_{ijkl}	: Empat-rank tensor
p	: Tekanan
φ	: Sudut cahaya yang tegak lurus terhadap batas
ϕ	: Sudut cahaya
ϕ_B	: Sudut Bragg
Φ	: Fase medan resultan
Q	: Faktor kualitas (klein-cook parameter)
Q	: Kalor (panas)
RF	: Radio frekuensi
R	: Koefisien reflektansi
r	: Jarak (jejari)
ρ	: Massa jenis
SAWs	: Surface Acoustic Waves
S_M	: Tensor strain (regangan)
S	: Luas penampang

s	: Koefisien <i>loss</i> (kerugian)
T	: Koefisien transmisi
T	: Temperatur
t	: Waktu
U	: Amplitudo kompleks medan hamburan
u	: Komponen amplitudo medan hamburan
UV	: Ultraviolet
V	: Volume
v	: Kecepatan akustik
Ω	: Frekuensi sudut akustik
ω	: Frekuensi sudut optik
x	: Panjang bidang
y	: Lebar bidang
Z	: Impedansi
z	: Kedalaman (tebal) bidang

BAB I PENDAHULUAN

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Beberapa tahun terakhir ini, terjadi perkembangan yang luar biasa dalam bidang biofotonik. Biofotonik adalah suatu disiplin ilmu yang bertujuan untuk mengembangkan dan mengintegrasikan teknologi optik dengan bidang biologi, bioteknologi, biomedis, dan farmakologi (Leveque, *et al.*, 2003). Studi biofotonik memanfaatkan sifat-sifat istimewa foton (yaitu, ruang dan waktu serta cakupan spektrum optik) dan interaksi optik dengan sistem biologis (seperti radiasi, emisi, absorpsi, refleksi, refraksi, fluoresensi, difusi, anisotropi). Sejalan dengan perkembangan biofotonik, berbagai teknik *imaging* (pencitraan) *non-invasive* (tanpa merusak) yang digunakan pada sistem biologi telah berkembang dalam beberapa tahun terakhir. Di antaranya yang paling baru adalah penggunaan metode akusto-optik pencitraan spekel (*speckle imaging*) untuk mendeteksi sinyal optik yang dihasilkan oleh sistem biologi (Selb, *et al.*, 2001; Leveque, *et al.*, 2001; Forget, *et al.*, 2003; Rabal dan Braga, 2009).

Berbagai penelitian di bidang biomedis, menunjukkan bahwa pencitraan optik lapisan tipis (*thin optical imaging*) pada spesimen, memiliki kemampuan untuk mendeteksi, mengukur dan menganalisis *image* (citra) dari spesimen suatu sistem biologis (Claxton, *et al.*, 2006; Rajwa, *et al.*, 2005; Leveque, *et al.*, 2003).

Pengujian biomedis secara laboratorium di seluruh dunia dapat menghabiskan biaya yang sangat besar, sekitar 20 miliar dolar US per tahun (Chivukula, *et al.*, 2007). Pada umumnya pengujian memerlukan laboratorium khusus, dan laboratorium terletak



jauh dari pasien, sehingga menyebabkan keterlambatan waktu dalam pelaporan hasil. Untuk memecahkan masalah dan menyederhanakan proses pengujian maka diperlukan pengembangan metode pengujian dengan menggunakan perangkat pendeteksi yang murah, akurat, handal, dan cepat, sehingga mendapatkan informasi yang menyeluruh dari situasi dan kondisi pasien.

Pendeteksian gelombang akustik penting dilakukan, karena penggunaan gelombang akustik dapat dihubungkan dengan fungsi pengolahan sinyal dalam sistem elektronik. Pemahaman interaksi antara gelombang akustik dengan medium biologi secara fisika, memungkinkan untuk dirancang dan dibuat perangkat akustik yang dapat diaplikasikan sebagai peralatan pendeteksian secara komersial. Aplikasi pendeteksian gelombang akustik untuk diagnosis biomedis dan terapi penyakit dilakukan dengan menggunakan prinsip efek akusto-optik yaitu modulasi cahaya oleh gelombang akustik (Chivukula, *et al.*, 2007).

Menurut Wang (2004), terdapat pencitraan berbasis pada gelombang ultrasonik dan optik non-ionisasi pada jaringan biologi. Kontras pencitraan didasarkan pada sifat optis jaringan, dan resolusi pencitraan didasarkan pada gelombang ultrasonik yang diberikan secara eksternal (dari luar) atau dihasilkan secara internal (dari dalam) jaringan. Teknologi pencitraan bertujuan untuk mengkombinasikan sifat optis dan sifat ultrasonik. Pada pencitraan akusto-optik, modulasi cahaya oleh ultrasonik berperan sebagai *imaging signal* (sinyal pencitraan).

Gies dan Poon (2002) menekankan bahwa perangkat akusto-optik dapat digunakan untuk *signal processing* (pengolahan sinyal) dan pengolahan informasi optis

yang dipakai pada *optical image processing* (pengolahan citra optis). Piranti ini bekerja berdasarkan efek akusto-optik, yaitu merupakan *strain* (regangan) mekanik yang dihasilkan bahan (medium) oleh adanya perambatan gelombang akustik, sehingga menyebabkan perubahan indeks bias bahan melalui efek photoelastik. Transduser mengkonversi sinyal listrik ke dalam bahan, sehingga terjadi perambatan gelombang bunyi pada bahan, dan jika seberkas cahaya koheren dari suatu sumber laser diberikan pada bahan tersebut, maka akan terjadi interaksi akusto-optik di dalam bahan. Interaksi gelombang akustik dengan gelombang optik menghasilkan berkas radiasi optis dalam bentuk peristiwa modulasi, difraksi, dan defleksi (Gies dan Poon, 2002).

Dari penelitian yang telah dikembangkan dengan menggunakan suatu sistem pencitraan akusto-optik terhadap media atau jaringan biologi yang merupakan kontras citra optis dari jaringan, ternyata pola radiasi yang teramati adalah dalam bentuk *speckle pattern* (pola spekel) dari hamburan (*scattering*) berkas laser yang secara serempak/bersama melewati medium sampel jaringan yang diberi gelombang ultrasonik (Selb, *et al.*, 2001).

Beberapa penelitian yang telah dilakukan dan telah dikembangkan, di antaranya adalah suatu pendekatan multidetektor untuk pencitraan modulasi spekel ultrasonik pada penerapan di dalam pencitraan optis dan perpindahan foton (Leveque, *et al.*, 1998). Pemberian ultrasonik pada foton di dalam media yang terhambur dengan proses modulasi spekel.

Pengembangan suatu skema deteksi spekel dengan menggunakan CCD camera yang bekerja sebagai detektor *array* menghasilkan citra 1D (satu dimensi) dari obyek

tersembunyi di dalam jaringan biologi (Leveque, *et al.*, 1999). Perolehan citra 2D (dua dimensi) dari beberapa obyek tersembunyi di dalam jaringan biologi dengan menggunakan teknik ultrasonik-modulasi cahaya *diffuse* (Yao dan Wang, 2000). Pencitraan akusto-optik secara *backscattering* (hamburan balik) pada jaringan (Leveque, *et al.*, 2001).

Perluasan metode deteksi berbasis ultrasonik-modulasi optik dari jaringan biologi dengan menggunakan kontras dari spekel laser (Li dan Wang, 2002). Pengujian *phantom tissue* (kelainan jaringan) dengan menggunakan suatu modulasi penyapuan frekuensi dari ultrasonik dan dideteksi dengan CCD camera (Forget, *et al.*, 2003). Penggunaan teknik pencitraan medis dengan menggabungkan cahaya dan ultrasonik (DiMaarzio dan Todd, 2003). Pengukuran pola radiasi akustik pada material *fused quartz* dengan menggunakan laser He-Ne, dan pola spekel akusto-optik untuk mendeteksi getaran akustik pada obyek yang bergetar (Harmadi dan Rubiyanto, 2004 ; Harmadi, *et al.*, 2010). Pencitraan akusto-optik di dalam media hamburan dinamik dengan menggunakan pendeteksi spekel (Atlan, *et al.*, 2005). Beberapa perkembangan di dalam penerapan metode akustik, photo-akustik, dan akusto-optik yang digunakan dalam peralatan di bidang biologi dan medis (Chivukula, *et al.*, 2007).

Suatu studi analisis pencitraan spekel laser secara teori dan eksperimental dengan menggunakan *continuous wave* (CW) dari laser He-Ne yang diterapkan dalam pencitraan ultrasonik telah dikembangkan dan digunakan sebagai titik awal untuk penjelasan spekel akustik (Abbott dan Thurstone, 1979). Sistem pencitraan spekel laser (*Laser Speckle Imaging / LSI*) mendeteksi perubahan intensitas spekel laser yang

didifraksikan pada sampel dengan analisis kontras spekel (Tamaki, *et al.*, 1994; Vo-Dinh, 2003; Li Nan *et al.*, 2005). *Image* (citra) terbentuk sebagai kumpulan modulasi spekel yang ditangkap oleh CCD dengan pengaturan perekaman yang sesuai (Li Nan, *et al.*, 2005). Di dalam beberapa penelitian, analisis kontras yang digunakan adalah analisis intensitas *gray level* (tingkat keabuan) dari hasil citra suatu sistem pencitraan spekel laser dengan menggunakan histogram yang digunakan untuk klasifikasi dan pencocokan pola (Apsari, 2009).

Pencitraan optik dalam media atau jaringan biologi sangat diinginkan, karena menyediakan informasi kontras sangat sensitif yang memungkinkan pendeteksian potensi dini pengaruh ultrasonik pada jaringan (Wang, 2004). Hal ini disebabkan sifat-sifat optis media atau jaringan biologi dalam daerah *visible* (tampak) dan *near-infrared* (inframerah-dekat) dari spektrum elektromagnetik berhubungan dengan unsur pokok molekul dan struktur elektronik atau vibrasi dari jaringan. Pada hakekatnya pendeteksian sangat sensitif terhadap fungsi jaringan, dan dapat membedakan jaringan normal dengan jaringan tak-normal (Selb, *et al.*, 2001; Wang, 2004).

Penelitian efek biofotonik dan ultrasonik terhadap mikroorganisme dengan tujuan pengendalian dan pemanfaatan, pada umumnya dilakukan pada sel mikroorganisme yang planktonik. Mikroorganisme dalam bentuk planktonik, di dalam lingkungan hidupnya membentuk koloni mikroorganisme yang disebut dengan biofilm (Sihorkar dan Vyas, 2001). Di alam bentuk kehidupan yang dominan dari mikroorganisme adalah dalam bentuk biofilm. Selain itu biofilm mempunyai keunggulan dibandingkan sel planktonik, di mana lebih tahan terhadap bahan

antimikroba, temperature, dan pH sampai beberapa ribu kali (Oh dan Marshall, 1995). Maka dari itu akan sangat efektif bila pengendalian dan pemanfaatan mikroorganisme dilakukan terhadap biofilm.

Sejak tahun 1990-an riset mengenai biofilm di Indonesia menjadi sangat penting dan sangat populer. Biofilm memberi dampak kepada berbagai kehidupan sehari-hari. Biofilm adalah istilah yang digunakan untuk menggambarkan suatu lingkungan kehidupan yang khusus dari sekelompok mikroorganisme, yang melekat ke suatu permukaan padat dalam lingkungan perairan (Sihorkar dan Vyas, 2001; Characklis dan Marshall, 1990; Jamilah, 2003). Biofilm dapat tumbuh di berbagai permukaan biomaterial, termasuk batu, logam, kaca, gigi, pipa, peralatan medis, berbagai peralatan industri terutama industri pengolahan makanan dan jaringan implant.

Dampak biofilm biasanya mengakibatkan kerugian seperti infeksi (Habash dan Reid, 1999), tetapi dapat juga menguntungkan seperti untuk memurnikan air dengan cara menguraikan berbagai senyawa berbahaya dalam perairan (Costerton, 1987). Efek negatif biofilm yang lain di antaranya adalah terjadinya kontaminasi pada air, makanan, korosi, penyumbatan pipa, gangguan terhadap alat pendistribusian panas (Characklis dan Marshall, 1990), kontaminasi peralatan medis dan jaringan implant seperti infeksi pada implantasi jantung atau implantasi gigi (Habash dan Reid, 1999; Neu, *et al.*, 1992; Laurence, 2006). Kolonisasi dalam bentuk biofilm dapat menimbulkan operasi, amputasi, bahkan kematian, seperti penyakit Legionnaire's. Penyakit ini menimbulkan kematian 29 orang di Philadelphia pada tahun 1976, akibat kolonisasi bakteri biofilm di dalam sistem *air conditioning* (pengaturan udara) hotel. Dampak ini sudah menyita

perhatian banyak peneliti dari negara-negara maju yang membentuk berbagai pusat pengkajian biofilm, seperti *The Center for Biofilms Engineering, USA*, untuk menggali proses terjadinya biofilm, keaneka-ragaman spesies, faktor-faktor pemacu, akibat dan pengendalian biofilm (Jamilah, 1996).

Salah satu dampak atau pengaruh umum biofilm pada bidang medis, khususnya kedokteran atau kesehatan gigi adalah terbentuknya plak gigi berupa zat putih lengket yang terakumulasi (bertumpuk sedikit demi sedikit) pada gigi. Plak gigi merupakan contoh biofilm, dan sering disebut dengan *dental plaque biofilm* (Gurenlian, 2007; Cense, 2005; Niel-Gehrig dan Willimann, 2003; Overman, 2000). *Dental plaque biofilm* adalah lapisan licin terdiri dari protein, bakteri dan lendir terbentuk pada setiap lapisan permukaan keras dan padat yang berada di dalam mulut. Pertumbuhan *dental plaque biofilm* yang tidak terkendali dapat menimbulkan dampak besar berupa masalah kerusakan gigi, bahaya kesehatan, dan dapat menimbulkan infeksi (Cense, 2005).

Berkaitan dengan infeksi oleh biofilm di rumah sakit, 65% dari infeksi diperkirakan dikaitkan dengan pertumbuhan biofilm pada implantasi medis, kateter, dan peralatan *prosthetic*. Pemberian antibiotik atau antimikroba pada umumnya tidak akan bisa membasmi atau membunuh bakteri pada biofilm, karena bakteri dalam formasi biofilm bisa seribu kali lebih tahan terhadap antibiotik dari pada bakteri individu (Hoyle dan Costerton, 1991). Pada dosis tinggi ini untuk menghilangkan infeksi, antibiotik akan membunuh pasien sebelum bakteri biofilm.

Biofilm dapat dibinasakan secara sederhana dengan penghapusan secara teratur dan memadai untuk membatalkan atau mengganggu pertumbuhan biofilm pada suatu

permukaan. Sikat gigi merupakan perangkat yang paling baik dan efektif untuk menghilangkan *dental plaque biofilm* pada permukaan gigi, jika digunakan secara baik dan benar serta dalam jumlah waktu yang memadai (Straub, *et al.*, 1998).

Menurut Menghini *et al.*, (1998) tempat pertumbuhan *dental plaque biofilm* yang menyebabkan kerusakan gigi dan penyakit, paling banyak ditemukan pada celah-celah gigi yang sulit dijangkau dengan peralatan pembersih. Alat pembersih seperti sikat gigi, benang gigi, dan larutan pembilas mulut tidak bisa secara maksimal membersihkan *dental plaque biofilm* yang sudah terlanjur terbentuk pada celah yang paling dalam diantara gigi dan bidang gigi. Pada keadaan ini pemakaian alat bantu pembersih tersebut dapat memakan waktu lama dan rumit, dan jika menggunakan teknik *flossing* (dengan benang gigi) yang tidak tepat dapat menyebabkan kerusakan gusi.

Beberapa teknik pembersihan *dental plaque biofilm* telah dikembangkan, di antaranya adalah dengan sistem ultrasonik dan sistem laser (Laurence, 2006). Alat ini bekerja berdasarkan fungsinya masing-masing, dan dapat digunakan untuk terapi pencegahan *dental plaque biofilm*. Adapun beberapa penelitian lain berkaitan dengan ini yang telah dilakukan di antaranya adalah pengaruh sistem ultrasonik dan sistem laser terhadap *dental plaque biofilm* pada implantasi gigi (Schwarz dan Becker, 2005; Schwarz, *et al.*, 2005; Schwarz, *et al.*, 2007), penggunaan metode optik untuk analisis dan pengamatan struktur dan bentuk *dental plaque biofilm* dengan menggunakan *confocal laser scanning microscopy* (CLSM) (Wolf, *et al.*, 2002; Al-Ahmad, *et al.*, 2007; Al-Naimi, *et al.*, 2008; Arweiler, *et al.*, 2008; Busscher, *et al.*, 2010), dan pencitraan ultrasonik pada biofilm (Shemesh, *et al.*, 2007).

Penelitian penggunaan pencitraan spekel dengan metode akusto-optik untuk pendeteksian vibrasi akustik pada *dental plaque biofilm* sejauh ini belum dilakukan. Pengembangan penelitian ini diharapkan memberikan kegunaan untuk pendeteksian potensi dini (awal) secara fisik yang bergantung pada analisis modulasi optis dari pengaruh vibrasi akustik terhadap media *dental plaque biofilm* dalam bentuk analisis kontras spekel. Selanjutnya penelitian ini diharapkan dapat dikembangkan menjadi suatu peralatan untuk pendeteksian dan pengendalian *dental plaque biofilm*, dan dapat diterapkan untuk biofilm pada umumnya.

Berdasarkan berbagai uraian dan penjelasan yang telah dimunculkan, sehingga perlu dilakukan dan dikembangkan penelitian aplikasi pola spekel akusto-optik untuk pendeteksian vibrasi akustik pada *dental plaque biofilm*.

1.2 RUMUSAN MASALAH

Dengan mengacu pada latar belakang permasalahan, maka masalah yang ingin dirumuskan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Apakah sistem pencitraan optis dengan metode akusto-optik dapat menghasilkan pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel pada *dental plaque biofilm*?
2. Apakah pengolahan citra dengan menggunakan program *ImageJ* melalui analisis histogram terhadap pola spekel akan menghasilkan kontras spekel pada *dental plaque biofilm*?
3. Bagaimana pengaruh frekuensi akustik terhadap perubahan kontras spekel pada *dental plaque biofilm*?

1.3 Tujuan Penelitian

1.3.1 Tujuan umum

Penelitian ini secara umum bertujuan menerapkan metode akusto-optik pencitraan spekel untuk pendeteksian efek biomodulasi yang membawa informasi fisis, yang bergantung pada kekontrasan optis oleh pengaruh vibrasi akustik pada *dental plaque biofilm*.

1.3.2 Tujuan khusus

Tujuan khusus penelitian ini adalah :

1. Membuat rancang-bangun sistem pencitraan optis dengan menggunakan metode akusto-optik yang dapat menghasilkan pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel pada *dental plaque biofilm*.
2. Menerapkan pengolahan citra melalui analisis histogram dari pola spekel untuk memperoleh kontras spekel pada *dental plaque biofilm*.
3. Mendeteksi dan menganalisis perubahan bentuk dan pembetukan *dental plaque biofilm* akibat pengaruh frekuensi akustik.

1.4 MANFAAT PENELITIAN

Adapun manfaat-manfaat penelitian dijabarkan dalam dua manfaat, yaitu manfaat teoritis dan manfaat praktis.

1.4.1 Manfaat Teoritis :

1. Penelitian ini diharapkan, akan menambah khazanah atau memperkaya ilmu pengetahuan tentang metode akusto-optik dari suatu sistem pencitraan spekel yang diterapkan pada obyek biomedis khususnya *dental plaque biofilm*.
2. Penelitian ini dapat dilakukan untuk pendeteksian potensi dini (awal) secara fisik yang bergantung pada kekontrasan spekel oleh pengaruh vibrasi akustik terhadap *dental plaque biofilm*
3. Dapat digunakan di dalam sistem pengolahan informasi, pengolahan sinyal optis, atau *optical image processing* (pengolahan citra optis) dari sistem pencitraan optis dengan menggunakan metode akusto-optik untuk pencitraan spekel.

1.4.2 Manfaat Praktis :

1. Penelitian ini diharapkan akan dapat dikembangkan menjadi suatu metode analisis dengan menggunakan perangkat pendeteksi yang handal, akurat, murah, dan cepat untuk pengujian *dental plaque biofilm*.
2. Penelitian ini dapat memberi informasi yang menyeluruh dari situasi dan kondisi terhadap obyek *dental plaque biofilm* yang diamati melalui modulasi optis akibat pengaruh vibrasi akustik, karena pendeteksian dengan metode akusto-optik merupakan gabungan sistem akustik dan sistem optik dalam satu perangkat.
3. Diharapkan dapat dikembangkan suatu peralatan untuk pendeteksian dan pengendalian *dental plaque biofilm*.

1.5 Batasan Masalah :

1. Obyek penelitian ini adalah sampel *dental plaque biofilm* yang berasal dari mulut dan dikembangkan pada media akrilik atau *poly methyl methacrylate* (PMMA) yang merupakan salah satu material dasar gigi tiruan lepasan.
2. Sumber laser yang digunakan untuk mendapatkan pola spekel berasal dari *continuous wave* (CW) laser He-Ne dengan panjang gelombang 633 nm, tegangan output maksimum 10 mW, dan pola spekel direkam dalam bentuk video klip avi 320×240 piksel dengan menggunakan kamera CCD (*charge coupled device*) 30 fps (*frame per second*).
3. Paparan vibrasi akustik pada *dental plaque biofilm* diatur oleh *function generator* melalui *transducer piezoelectric* dengan frekuensi akustik 0 Hz sampai dengan 50000 Hz.

BAB II

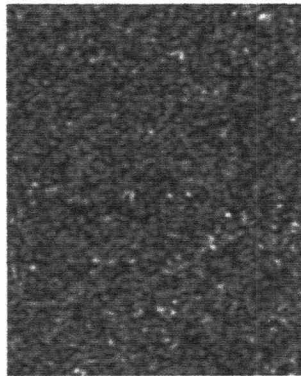
TINJAUAN PUSTAKA

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Fenomena Spekel

Ketika suatu permukaan obyek optis diterangi dengan cahaya yang memiliki koherensi tinggi (berasal dari suatu sumber laser), maka cahaya terhambur menyajikan distribusi intensitas tertentu yang membuat permukaan terlihat ditutupi dengan struktur butiran halus. Struktur yang terdiri dari bintik-bintik gelap dan terang bergantian sesuai dengan bentuk variabel, dan didistribusikan dengan cara acak (seperti ditunjukkan pada Gambar 2.1). Distribusi intensitas yang teramati ketika cahaya koheren menjalar melalui medium menyajikan variasi acak dalam indeks bias tersebut dikenal sebagai *speckle pattern* (pola spekel / pola bintik) (Rabal dan Braga, 2009).



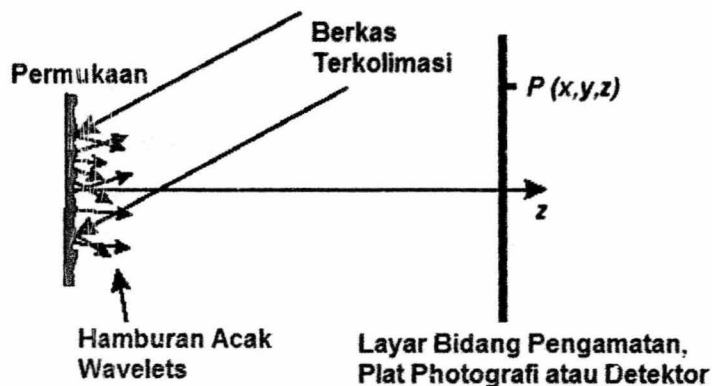
Gambar 2.1 Diagram spekel (Rabal dan Braga, 2009)

Sistem fotografi berbentuk citra (*image*) dari suatu detektor dapat digunakan untuk mengamati pola spekel. Pola spekel yang mengisi ruang di sekitar medium dapat dideteksi oleh detektor pada jarak tertentu dari obyek. Spekel obyektif adalah pola

spekel yang diperoleh dari ruang bebas (*free space*), sedangkan pola yang diperoleh dari pembentukan *image* disebut sebagai spekel subyektif (Rabal dan Braga, 2009).

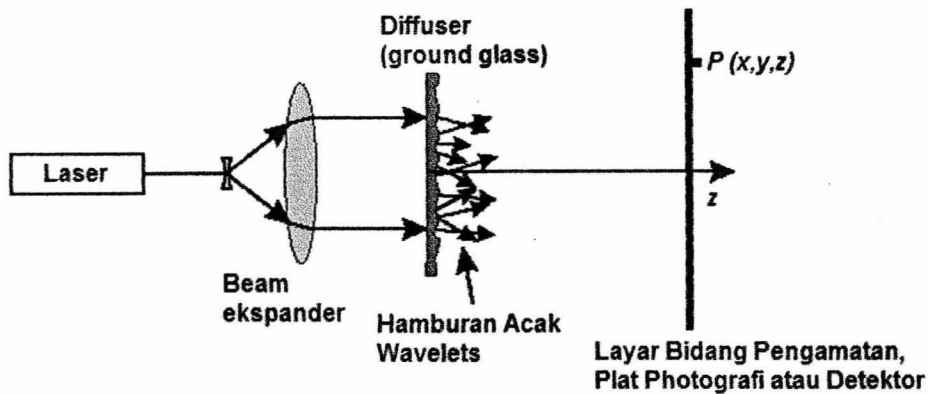
2.1.1 Sifat Fisika dari Pola Spekel

Pengamatan sederhana diagram spekel mengungkapkan titik gelap dan terang terjadi dengan frekuensi yang berbeda, terlihat bahwa bintik gelap jauh lebih umum dari pada yang cerah (Dainty, 1984). Diasumsikan bahwa suatu medan koheren terkolimasi dari panjang gelombang optik menerangi suatu permukaan obyek. Karena tinggi permukaan bervariasi secara acak, *wavelets* (riak gelombang) speis yang dipantulkan oleh permukaan juga menampilkan suatu distribusi acak amplitudo dan fase berkumpul pada suatu titik pengamatan tertentu dalam ruang dan menghasilkan distribusi intensitas (seperti Gambar 2.2). Semua interferensi *wavelets* diberikan pada suatu titik dalam ruang $P(x,y,z)$.



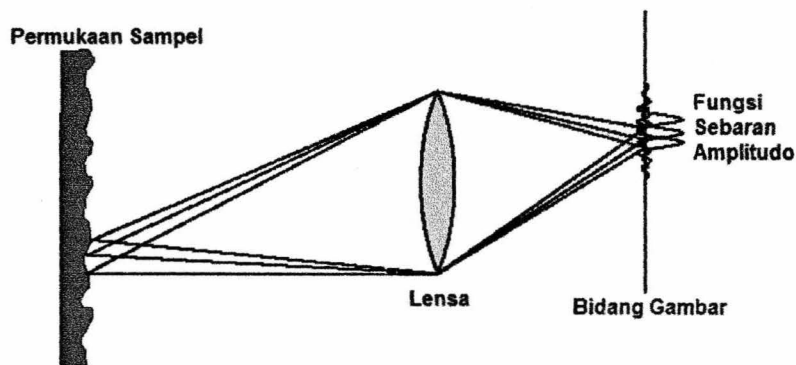
Gambar 2.2 *Diffuse reflection* (pantulan difusi) cahaya koheren dari suatu permukaan bahan (Rabal dan Braga, 2009).

Suatu analogi yang sama untuk hasil pada situasi *ground glass* yang diterangi dari belakang oleh berkas koheren terkolimasi (seperti pada Gambar 2.3).



Gambar 2.3 Transmisi cahaya koheren melalui obyek tembus
(Rabal dan Braga, 2009)

Pada permukaan di mana cahaya masuk yang tersebar dapat dianggap datar, dan terdapat berbagai lekukan lokal kecil pada permukaan luar, sehingga terjadi penyebaran medan dalam wavelet sferis. Selain itu, variasi ketebalan acak dari gelas menghasilkan fase acak gelombang sekunder.



Gambar 2.4 Pembentukan citra permukaan sampel
(Rabal dan Braga, 2009)

Jika sistem optik digunakan untuk mendapatkan citra (*image*) permukaan, maka pertimbangan difraksi tidak dapat dihindari. Spekel harus diamati dengan konfigurasi difraksi, dan sistem optik harus benar dipilih untuk memiliki fungsi penyebaran titik

cukup lebar yang menjamin bahwa banyak kawasan tersendiri dari objek tumpang tindih pada bidang *image* (seperti diperlihatkan pada Gambar 2.4). Dengan demikian pola spekel sangat tergantung pada *setup* (susunan) sistem optik. Formasi citra atau ruang bebas dimensi spekel ditentukan oleh panjang gelombang dan apertur (celah) sistem optik, dimana difraksi yang menjadi fenomena optiknya (Dainty, 1984).

2.1.2 Statistik Intensitas Spekel

Medan cahaya pada suatu titik $P(x,y,z)$ di dalam pola spekel harus merupakan penjumlahan dari sejumlah besar N komponen, yang merupakan kontribusi dari semua titik pada permukaan hamburan (Rabal dan Braga, 2009). Pada pencahayaan dengan menggunakan cahaya monokromatik dan cahaya terpolarisasi sepenuhnya, kontribusi untuk medan pada P yang dihasilkan oleh berbagai elemen permukaan j , diberikan oleh :

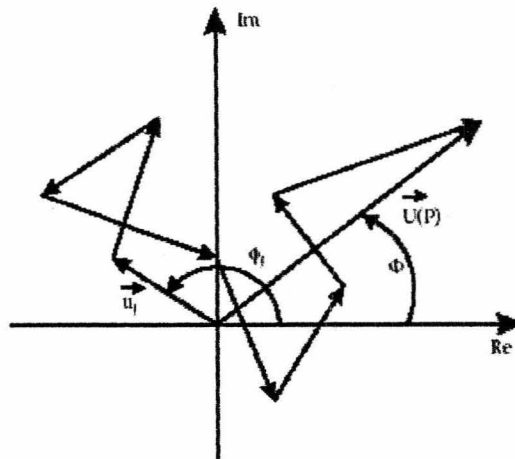
$$u_j(P) = |u_j| e^{i\phi_j} = |u_j| e^{ikr_j} \quad (2.1)$$

r_j adalah jarak (variasi acak) dari elemen hamburan permukaan ke j pada titik P .

Amplitudo kompleks dari medan hamburan pada titik P dapat ditulis sebagai

$$U(P) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{j=1}^N u_j(P) = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{j=1}^N |u_j| e^{i\phi_j} = \frac{1}{\sqrt{N}} \sum_{j=1}^N |u_j| e^{ikr_j} \quad (2.2)$$

Penjumlahan dalam (Persamaan 2.2) dapat dianggap sebagai cara acak dalam bidang kompleks, dengan fase acak $\phi_j = kr_j$. Gerakan tidak menentu dari komponen-komponen medan diperlihatkan pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Beberapa medan yang terhambur $u_j(P)$, diplot dalam bidang kompleks dengan masing-masing fase acak ϕ_j , berkontribusi ke pada medan total pada titik P yang dinyatakan dengan $U(P)$.

Dengan asumsi bahwa amplitudo u_j dan fase ϕ_j dari setiap komponen medan secara statistik *independent* (bebas/tidak bergantung) satu sama lain, dan juga tidak bergantung dari amplitudo dan fase dari semua komponen medan lainnya. Fase ϕ_j didistribusi secara menyeluruh pada interval $(-\pi, \pi)$, yang berarti bahwa permukaan kasar dibandingkan dengan panjang gelombang, dan dengan tambahan hipotesis bahwa jumlah pusat hamburan total N sangat besar, sehingga menjamin validitas dari teorema limit sentral. Goodman telah menunjukkan bahwa bagian riil dan imajiner dari medan resultan adalah asimtotik Gaussian (Goodman, 1976; Goodman, 1984). Fungsi densitas probabilitas bersama diberikan oleh :

$$P_{r,i}(U^{(r)}, U^{(i)}) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left[-\frac{(U^{(r)})^2 + (U^{(i)})^2}{2\sigma^2}\right] \quad (2.3)$$

Dikenal sebagai *Circular Gaussian*, dimana :

$$\sigma^2 = \lim_{N \rightarrow \infty} \sum_{j=1}^N \frac{\langle |u_j| \rangle^2}{2} \quad (2.4)$$

Dari Persamaan 2.3, dan dengan mempertimbangkan bahwa intensitas I dan fase Φ medan resultan terkait dengan bagian riil dan imajiner dari medan sesuai dengan :

$$\begin{aligned} U^{(r)} &= \sqrt{I} \cos \Phi \\ U^{(i)} &= \sqrt{I} \sin \Phi \end{aligned} \quad (2.5)$$

Mengikuti bahwa densitas probabilitas dari intensitas $p(I)$ dan probabilitas dari fase $p(\Phi)$, diberikan oleh :

$$p(I) = \frac{1}{\langle I \rangle} e^{-\frac{I}{\langle I \rangle}} \text{ untuk } I \geq 0 \quad (2.6)$$

Dan
$$p(\Phi) = \frac{1}{2\pi} \text{ untuk } -\pi \leq \Phi \leq \pi \quad (2.7)$$

Secara berturut-turut di dalam Persamaan 2.6, $\langle I \rangle$ adalah nilai rata-rata intensitas pada diagram spekel. Menurut dua persamaan terakhir tersebut, distribusi intensitas mengikuti hukum eksponensial negatif, sedangkan fase terdistribusi secara seragam dalam interval $(-\pi, \pi)$. Distribusi intensitas beberapa saat (*moments*) didefinisikan sebagai :

$$\langle I^n \rangle = n! (2\sigma^2)^n = n! \langle I \rangle^n \quad (2.8)$$

dan khusus pada saat orde kedua dinyatakan :

$$\langle I^2 \rangle = 2\langle I \rangle^2 \text{ dan } \sigma_I^2 = \langle I^2 \rangle - \langle I \rangle^2 = \langle I \rangle^2 \quad (2.9)$$

Persamaan ini menunjukkan bahwa standar deviasi dari pola spekel terpolarisasi sama dengan nilai rata-rata intensitas. Ukuran umum dari tingkat modulasi pola spekel disebut dengan kontras, yang didefinisikan sebagai :

$$C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle} \quad (2.10)$$

Dimana $\langle I \rangle$ adalah nilai rata-rata intensitas, σ_I adalah standar deviasi dari intensitas, dan C adalah kontras (Rabal dan Braga, 2009).

Spekel adalah efek stokastik yang berhubungan dengan variabel acak yang didefinisikan pada ruang probabilitas, dan karenanya dapat digambarkan hanya secara statistik. Ada banyak pendekatan statistik, dan beberapa diantaranya adalah evaluasi dari konsep statistik orde pertama dan kedua. Orde pertama adalah gambaran statistik dari intensitas dan kontras spekel pada suatu pola di dalam satu citra tunggal. Pendekatan ini menunjukkan bahwa standar deviasi σ dari intensitas ruang adalah nilai rata-rata intensitas $\langle I \rangle$ dari pola spekel. Kontras dapat dinyatakan sebagai $C = \frac{\sigma}{\langle I \rangle}$, dan ketika rasio adalah 1 maka pola disebut memiliki kontras maksimum.

Pengembangan ini sepenuhnya tergantung pada waktu citra terungkap (terekspose). Pada paparan yang sangat panjang, citra akan menjadi tidak jelas, dan menghasilkan kontras yang sangat rendah. Pengetahuan terhadap perlakuan waktu, kontras, dan rasio dari pergerakan hamburan ke pada suatu keadaan yang stasioner, yaitu dengan menentukan kecepatan rata-rata dari hamburan. Teknik ini telah dikembangkan pada visualisasi aliran darah dalam retina (Briers, 1993) dan pada studi getaran (Elliason

dan Mottier, 1971). Statistik orde kedua (seperti yang diperlihatkan pada Persamaan 2.10) adalah deskripsi dari ukuran dan distribusi intensitas spekel di dalam suatu citra. Metode ini melibatkan autokorelasi (hubungan diri) pengambilan citra untuk menentukan ukuran. Teknik ini juga digunakan untuk menentukan perubahan intensitas dalam satu piksel tunggal dengan autokorelasi histori waktu pengambilan.

2.1.3 Spekel Dinamik

Ketika berkas koheren yang berasal dari laser menyinari permukaan bahan, pola interferensi yang khas suatu *granular* (butiran) bernama spekel teramati (Goodman, 2007). Cahaya laser yang tersebar dari obyek *diffuse* menghasilkan pola yang sama. Jika permukaan obyek tidak kaku melainkan menyajikan beberapa jenis gerakan lokal yang menunjukkan beberapa jenis aktifitasnya (misalnya aktifitas dinamis benih, memar dalam buah, aktifitas parasit, cat dalam proses pengeringan, ataupun aktifitas dari jenis sampel biologi lainnya), maka intensitas dan bentuk spekel yang teramati berubah terhadap waktu. Pola spekel dengan demikian menjadi tergantung dengan waktu dan tampilan visual. Pola atau efek spekel tersebut disebut dengan *spekel dinamik*. Untuk karakteristik pada sampel biologi fenomena ini dinamai dengan *biospekel* (Aizu dan Asakura, 1996; Briers, 1993).

Berbagai sifat dinamis spekel tergantung pada koherensi dari cahaya masukan dengan karakteristik permukaan difus, dan digunakan secara teoritis maupun eksperimen untuk mempelajari getaran (Eliasson dan Mottier, 1971), pengukuran kecepatan (Asakura dan Takai, 1981), dan pergeseran atau perpindahan (Creath, 1985).

Dalam kasus sampel hidup, spekel dinamis memiliki karakteristik yang berbeda, dan beberapa hamburan harus dipertimbangkan. Ruang-waktu dinamika spekel tergantung pada struktur dan aktivitas dari sampel hidup. Oleh karena itu, deskripsi teoritis sulit, dan pendekatan numerik telah dikembangkan (Rabal, *et al.*, 2003; Federico, *et al.*, 2006). Hasil pengamatan biospekel menunjukkan bahwa mereka umumnya berfluktuasi secara ruang-waktu, hal ini disebabkan struktur rumit dan aktivitas dari obyek hidup.

Ada dua jenis spekel dinamis, yaitu spekel translasi dan spekel *boiling* (Okamoto dan Asakura, 1995). Spekel translasi adalah tetap tidak berubah bentuk setelah terjadi perpindahan ketika pendifusian bergerak dan seluruh butiran spekel bergerak secara keseluruhan. Fenomena ini terjadi dalam perpindahan obyek difusi padat. Sedangkan spekel *boiling*, ketika pendifusian bergerak, berubah bentuk, hilang, dan muncul kembali tanpa adanya perpindahan signifikan dari posisi mereka. Fenomena ini terjadi pada obyek hidup (*living objects*), setiap jenis berperilaku sangat berbeda dari yang lain.

Perilaku pola spekel juga dapat diamati dalam proses industri nonbiologi, termasuk pengeringan cat, korosi, evolusi (perkembangan) busa, pengkristalan garam pada permukaan batu, *hydroadsorption* (penyerapan air) di dalam gel (Amalvy, *et al.*, 2001; Bandyppadhyay, *et al.*, 2005; Cabello, *et al.*, 2007). Kegiatan dinamis terjadi ketika perubahan sifat sampel karena pergerakan pusat-pusat hamburan, perubahan jalur optik karena variasi indeks bias, perubahan konfigurasi, dan kombinasi dari situasi ini. Jika obyek bergerak menyebar, individu butir dari pola spekel juga bergerak dan berubah bentuk, pola spekel bergerak sehingga berisi informasi tentang obyek bergerak.

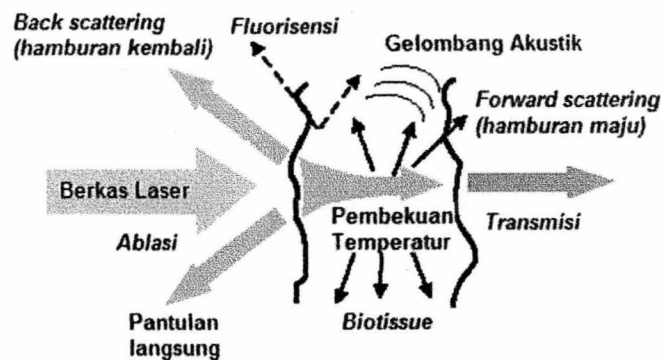
Berbagai upaya telah dilakukan untuk menetapkan karakterisasi dari aktifitas ini, dan berhubungan baik dengan metode pengukuran alternatif yang menarik bagi eksperimen. Studi tentang evolusi (perkembangan) sementara dari pola spekel dapat memberikan alat yang menarik untuk karakteristik parameter yang terlibat dalam proses.

Biospekel membawa informasi yang berguna terhadap aktivitas biologis dan fisiologis dari sampel biologi. Dengan berkembangnya penggunaan teknologi laser di bidang medis dan biologi, teknik penerapan biospekel telah meningkat dalam beberapa tahun terakhir, antara lain pengukuran aliran darah (Aizu dan Asakura, 1991), motilitas parasit (Pomarico, *et al.*, 2004), plak aterosklerotik (sindrom pada pembuluh arteri) (Tearney, 2002), aktivitas otak pada tikus (Dunn, *et al.*, 2003), jaringan kesehatan tumor (Yu, *et al.*, 2004), dan spesimen botani (Braga, *et al.*, 2003).

2.1.4 Interaksi Cahaya Laser dengan Material Biologi

Aplikasi laser dalam biomedis berdasarkan penggunaan berbagai fenomena yang terkait dengan berbagai efek interaksi cahaya dengan benda/obyek biologis. Cahaya berinteraksi dengan obyek biologi melalui beberapa cara berbeda. Proses yang terjadi tergantung pada panjang gelombang cahaya dan struktur medium obyek. Cahaya dapat dipantulkan, tersebar, diserap, atau terpancarkan ketika berinteraksi dengan bioobyek. Interaksi ini bisa terjadi beberapa kali, seperti pada Gambar 2.6 menunjukkan interaksi yang berbeda antara cahaya laser dengan jaringan biologis (Tuchin, 1993). Proses pada interaksi radiasi laser yang menggunakan intensitas rendah dari cahaya tampak dengan obyek biologis menyebabkan proses *nonperturbing* (tidak mengganggu) atau tidak

memiliki efek nyata pada sampel. Jika dibandingkan menggunakan foton dengan energi tinggi seperti sinar gamma dan sinar-x, dapat mengionisasi atom atau memutuskan ikatan dalam molekul.



Gambar 2.6 Interaksi antara cahaya laser dengan jaringan biologis (Tuchin, 1993)

Pengaruh cahaya pada fungsi materi hidup tergantung pada tingkat *homeostasis* (kemampuan organisme hidup mengatur lingkungan internal untuk mempertahankan kondisi tetap stabil) dan tingkat *evolusi* (perkembangan) dari bioobyek. Radiasi dengan intensitas rendah tidak mempengaruhi mekanisme adaptasi dari biosistem dan tidak mengaktifkan *homeostasis*, sehingga mungkin untuk mempelajari proses yang terjadi dalam obyek hidup tanpa ada gangguan yang serius dalam perilaku mereka. Dalam hal ini dapat menggunakan teknik biospekel yang tidak membutuhkan cahaya yang kuat dan tidak mendistorsi hasil pengukuran karena *homeostasis* materi hidup tetap utuh bahkan pada tingkat lokal.

Obyek biologis adalah media penyerapan optis homogen, dan indek biasanya lebih tinggi dari udara, biasanya dekat dengan indeks bias air. Ketika berkas laser masuk

di udara yang merupakan *interface* bioobyek, sebagian radiasi terpantul dan bagian lainnya menembus ke obyek. Terjadi penyerapan dan beberapa hamburan, berkas laser bertambah lebar dan menjadi lemah. Volume hamburan tersebut menyebabkan *backpropagation* (perambatan balik).

Refleksi dan transmisi cahaya, ketika memasuki perbatasan antara indeks bias yang berbeda, mematuhi hukum Snellius (Persamaan 2.11) dan koefisien Fresnel (Persamaan 2.12), tergantung pada indeks bias serta sudut masuk dan sinar terpantul.

$$n_1 \sin \varphi_1 = n_2 \sin \varphi_2 \quad (2.11)$$

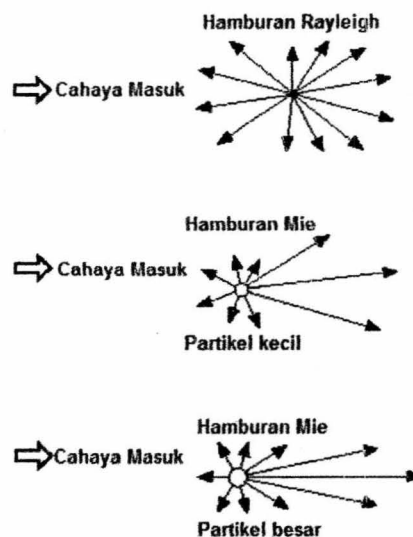
$$R = \frac{1}{2} \left[\frac{\sin^2(\varphi_1 - \varphi_2)}{\sin^2(\varphi_1 + \varphi_2)} + \frac{\tan^2(\varphi_1 - \varphi_2)}{\tan^2(\varphi_1 + \varphi_2)} \right] \quad (2.12)$$

dimana n_1, n_2 adalah indeks bias di dalam dua bahan, dan φ_1, φ_2 adalah sudut cahaya yang tegak lurus terhadap batas, serta R adalah koefisien reflektansi (Rabal dan Braga, 2009).

2.1.5 Hamburan (*Scattering*)

Bioobyek ditandai oleh hamburan cahaya yang cukup, terdiri dari banyak pusat hamburan secara acak didistribusikan melalui volume (Chu, 1991). Hamburan dapat berupa *elastis* atau *inelastis*. Elastis berarti bahwa foton terhambur tidak kehilangan atau mendapatkan energi dalam proses. Jenis hamburan elastis adalah *Rayleigh* dan *Mie*, seperti diperlihatkan pada Gambar 2.7 menunjukkan contoh hamburan Rayleigh dan Mie pada partikel dengan ukuran yang berbeda. Dalam hamburan Rayleigh, medan elektromagnetik cahaya yang masuk menginduksi suatu polarisasi molekul, yang

mamancarkan cahaya dengan panjang gelombang dipertahankan dan tanpa penundaan. Hal ini muncul ketika partikel secara substansi memiliki ukuran sama atau lebih kecil dari panjang gelombang cahaya. Pada hamburan Rayleigh intensitas cahaya hamburan meningkat seiring dengan penurunan panjang gelombang (Svanberg, 1992), misalnya cahaya biru dari matahari terhambur pada molekul di udara lebih dari pada cahaya merah, sehingga membuat langit terlihat biru.



Gambar 2.7 Suatu contoh hamburan Rayleigh dan Mie pada partikel dengan ukuran berbeda (Svanberg, 1992)

Jika partikel lebih besar dari panjang gelombang maka terjadi hamburan Mie. Pada hamburan Mie sinar menembus dinding partikel dan memantulkan sekali atau beberapa kali terhadap bagian dalam dinding sebelum meninggalkan partikel. *Cross section* (bagian silang) untuk hamburan Mie sangat tergantung pada ukuran dan indeks bias partikel dan media sekitarnya. Contoh hamburan Mie adalah visibilitas buruk dalam kabut, dan pelangi. Dimana hamburan sinar matahari pada *waterdrops* awan, terdiri dari

spektrum yang luas, turun di awan akan beroperasi sebagai prisma kecil yang menyebarkan panjang gelombang berbeda dalam sudut berbeda dengan matahari, dan akan terjadi pelangi.

Untuk hamburan *inelastic*, ada dua tipe efek inelastik (kaku/tegang) dalam cahaya terhambur yaitu *Raman scattering* dan *Brillouin scattering*. Dalam hamburan Raman ketika elektron tereksitasi akan jatuh kembali ke tingkat energi yang berbeda dari sebelum eksitasi. Hal ini memberikan panjang gelombang energi tertentu, *up* (atas) atau *down* (bawah) dari panjang gelombang cahaya yang masuk, khusus untuk setiap ikatan dalam medium. Sedangkan untuk hamburan Brillouin, muncul ketika kristal berubah bentuk sepanjang phonon akustik (Brillouin, 1922). Indeks bias perubahan kristal terjadi karena induksi tegangan yang disebabkan oleh getaran. Akibatnya, jika suatu phonon diberikan, akan mempengaruhi pergeseran dan arah pertemuan dari semua photon. Ukuran perubahan tergantung pada susunan frekuensi resonansi.

2.1.6 Penyerapan (*Absorption*)

Penyerapan cahaya adalah salah satu faktor yang menjadi ciri interaksi cahaya dengan *tissue* (jaringan) biologis. Dalam daerah spektral ultraviolet (UV) dan inframerah (IR), penyerapan mendominasi, dan kontribusi hamburan adalah kecil (Tuchin, 1993). Proses penyerapan mematuhi hukum Lambert-Beer. Intensitas I dari cahaya yang ditransmisikan oleh obyek biologis adalah

$$I(z) = (1 - R)I_0 \exp(-kz) \quad (2.13)$$

Dimana R adalah koefisien refleksi Fresnel, I_0 adalah intensitas cahaya masuk, $k = \alpha + s$ adalah koefisien atenuasi, α adalah koefisien absorpsi, s adalah koefisien *loss* (kerugian) yang disebabkan oleh hamburan, dan z adalah kedalaman (tebal) spesimen. Kebanyakan *biotissue* memiliki koefisien penyerapan yang cukup. Dalam kasus ini $\alpha \gg s$, dan karenanya spesimen sangat tipis diperlukan untuk menentukan nilai α :

$$\alpha \approx k \approx \frac{1}{d} \ln \left[\frac{I'_0}{I(d)} \right] = \frac{1}{d} \ln \left(\frac{1}{T} \right) \quad (2.14)$$

dimana d adalah tebal spesimen, $I'_0 = (1-R)I_0$ merupakan suatu konstanta (tetapan), dan T adalah koefisien transmisi jaringan.

Proses penyerapan adalah bagian yang sangat kompleks dari interaksi. Atom dan molekul yang berbeda di dalam bahan memiliki berbagai tingkat energi yang memungkinkan dapat tereksitasi. Tergantung pada jenis atom, setelah jangka waktu tertentu mereka kehilangan energi (Svanberg, 1992). Baik dengan menghasilkan panas, memberikan kontribusi terhadap reaksi fotokimia, atau *reradiating* (memancarkan) foton ke segala arah (disebut dengan fluoresensi). Tergantung pada pekerjaan dari tingkat energi yang berbeda, foton dapat berupa panjang gelombang yang sama atau berbeda dibandingkan dengan sinar yang masuk.

2.1.7 Rancangan Sistem Biospekel

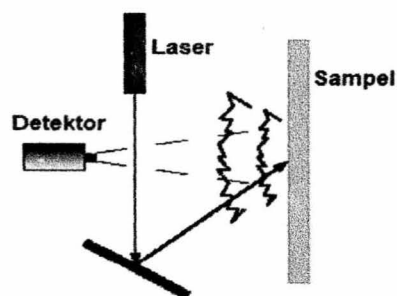
Perkembangan pesat dalam teknologi laser yang berinteraksi dengan materi juga telah menarik para peneliti, khususnya ahli fisika, insinyur dan ahli biologi dari berbagai disiplin ilmu, yang digunakan pada teknik spekel dinamis sebagai alat untuk memantau

atribut biologis. Spekel dinamis, dalam semua aplikasi, meliputi kebutuhan untuk pengukuran dengan pendekatan yang berbeda, karena perubahan pola spekel diproduksi oleh berbagai macam interaksi antara cahaya koheren dan bahan biologis sangat kompleks.

Rancangan eksperimen spekel laser dinamis dalam sistem biologis didasarkan pada perangkat sistem pengamatannya (Briers, 1993). Pengamat yang diwakili oleh detektor cahaya, memainkan peranan khusus dalam pemantauan spekel. Rancangan eksperimen juga tergantung pada aplikasi dan fitur yang perlu diukur. Dua pendekatan muncul dalam sebagian besar aplikasi yang berkaitan dengan bagaimana cahaya mengumpulkan informasi dari sampel biologi, yaitu pendekatan *Back-scattering speckle* dan *Forward-scattering speckle* (Rabal dan Braga, 2009).

2.1.7.1 *Back-Scattering* (hamburan-balik) Spekel

Citra (*image*) biospekel dapat diperoleh dari cahaya hamburan-balik, ketika berkas laser mencapai permukaan spesimen akan dipantulkan yang kemudian ditangkap oleh detektor, dan dipindahkan ke sistem pengolahan (Gambar 2.8).

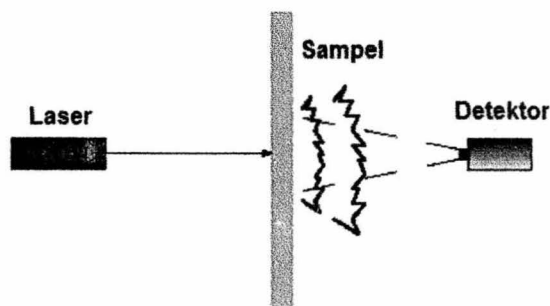


Gambar 2.8 Susunan aturan *back-scattering* (Rabal dan Braga, 2009)

Cahaya masuk juga dapat memberikan informasi tentang struktur internal materi, yaitu berkas terhambur suatu komposisi data permukaan internal. Ini adalah fitur penting dari konfigurasi hamburan-balik, sebagai bagian cahaya yang tidak diserap oleh struktur dalam, membawa informasi yang berguna dari bagian yang dekat ke permukaan. Hal ini dapat diharapkan bahwa jika kekuatan berkas laser mampu menjangkau ke dalam materi dan kembali lagi, sehingga analisis perilaku dinamis partikel di dalam materi dapat dilakukan. Jika sudut datang cahaya yang tepat dapat ditangani (dengan menggunakan cermin), maka pantulan *specular* (asal-asalan) dapat dihindari, sedangkan refleksi difus (menyebar) akan mengganggu sinar yang datang dari interior bahan untuk membentuk biospekel.

2.1.7.2 *Forward-Scattering* (hamburan-maju) Spekel

Spekel dapat juga dibentuk oleh cahaya laser yang melewati suatu material, dan dalam hal ini cahaya datang dimodulasi oleh berkas terhambur (Gambar 2.9).



Gambar 2.9 Susunan aturan *forward-scattering* (Rabal dan Braga, 2009)

Material berperilaku sebagai jaringan difraksi yang sangat kompleks dengan gerakan relatif antara partikel mengarahkan sinar untuk membentuk gambar butir/kasar

bergerak. Gerakan ini dapat disajikan pada berbagai tingkat komposisi acak dengan terjadinya penyerapan cahaya di dalam materi, sehingga tingkat penyerapan tergantung pada ketebalan sampel.

Penyerapan energi bervariasi secara eksponensial dengan kedalaman penetrasi (Bergvist, 1997), sehingga membutuhkan lebih banyak cahaya untuk melewati materi dibandingkan dengan pendekatan *back-scattering* khususnya materi yang sangat menyerap. Sedangkan materi/bahan yang transparan, sebagian besar cahaya tidak tersebar dan langsung mencapai sensor, menyebabkan saturasi/kejenuhan detektor (seperti ketika melihat langsung ke matahari). Masalah ini dapat diatasi dengan menggunakan *diffuser statis* sebelum cahaya mencapai spesimen atau *diffuser* antara detektor dan sampel.

Beberapa bahan biologis yang buram (*opaque*), pengaturan hamburan-balik lebih tepat untuk mengukur spekel. Beberapa spesimen biologi lainnya yang diencerkan dalam cairan, dapat membuat penggunaan hamburan-maju lebih mudah. Diameter daerah yang diterangi dapat dinyatakan dengan persamaan

$$D = D_0 \left[1 - \exp\left(-\frac{T}{T_0}\right) \right] \quad (2.15)$$

Dimana D adalah diameter yang diterangi, T adalah kedalaman, D_0 dan T_0 secara empiris ditemukan dalam bahan biologi.

Cara terbaik untuk memperkenalkan interaksi cahaya dan detektor adalah meninjau beberapa konsep cahaya dan optik, dan interaksi mereka dengan materi biologis. Medan listrik di setiap titik dari sinar monokromatik dengan amplitudo (A),

panjang gelombang (λ), frekuensi sudut (ω), dan menyebarkan dalam arah (z) dapat dinyatakan dengan,

$$E(z, t) = A \cdot \cos(\omega t - kz) \quad (2.16)$$

Dimana $E(z, t)$ adalah medan listrik, $\omega = 2\pi\nu$ adalah frekuensi sudut, $k = 2\pi / \lambda$ adalah bilangan gelombang, λ adalah panjang gelombang, t waktu, dan z ruang.

Dalam representasi yang kompleks dengan fungsi eksponensial, maka dapat dinyatakan sebagai,

$$E(z, t) = \text{Re}\{A \cdot \exp(j\omega t - kz)\} \quad (2.17)$$

dimana $\text{Re}\{\}$ adalah ekspresi bagian riil.

Interaksi antara medan listrik dengan materi lebih kuat daripada medan magnet, sehingga biasa untuk mempertimbangkan hanya medan listrik dalam analisis. Jika detektor hanya sensitif terhadap energi, statistik yang diperoleh dari pola spekel tergantung pada apakah cahaya terpolarisasi atau nonpolarisasi. Jika tidak ada polarisasi antara sampel dan detektor, masing-masing keadaan tegak lurus dari polarisasi berperilaku sebagai pola spekel independen dan keduanya ditambahkan pada dasar intensitas. Kontras tersebut lebih rendah dalam hal ini daripada jika ada polarisasi yang memungkinkan hanya satu keadaan yang akan terekam (Goodman, 2007).

Detektor peka terhadap cahaya ketika bekerja pada cahaya tampak. Dengan kata lain, detektor tidak merespon perubahan arah dari vektor listrik, oleh karena itu pengukuran dihasilkan oleh kuadrat dari amplitudo medan yang merupakan intensitas atau pancaran cahaya. Energi yang melewati daerah kesatuan dalam arah ortogonal perambatan, sebanding dengan nilai rata-rata kuadrat terhadap waktu dari medan.

$$I = (E^2) \lim_{t \rightarrow \infty} \int_{-t}^t E^2 dt = A^2/2 \quad (2.18)$$

Dimana A adalah amplitudo dari medan listrik, E adalah medan listrik, I adalah intensitas medan listrik, dan t adalah waktu (Guenter, 1990).

Sesuai dengan hukum Lambert, Bourguer, dan Beer, menjelaskan hubungan antara kuantitas radiasi masukan dan kuantitas yang diserap pada lintasan cahaya. Radiasi mengalami suatu variasi dI_λ , dan dapat dinyatakan dengan,

$$dI_\lambda = -\mu_\lambda \cdot I_\lambda \cdot dz \quad (2.19)$$

Dimana z adalah ketebalan material, $\mu_\lambda \cdot I_\lambda$ adalah koefisien absorpsi Lambert, dan λ adalah panjang gelombang (Braga, *et al.*, 2003).

2.2 Prinsip Akusto-optik

Lord Rayleigh seorang fisikawan Inggris pada tahun 1885 yang terkenal dengan *scattering Rayleigh*, mencoba untuk menggambarkan efek dari *earthquakes* (gempa bumi) yang disebut juga dengan *Surface Acoustic Waves (SAWs)* atau gelombang permukaan akustik. Tiga puluh tujuh tahun kemudian dari prinsip tersebut L'eon Brillouin (1922) ahli fisika Perancis, menganalisis fluktuasi akustik termal dalam cairan dan padatan oleh hamburan (*scattering*) cahaya monokromatik yang sesuai dengan perubahan dalam indeks bias medium. Brillouin yang pertama mengamati dan memberi penjelasan secara teoritis mengenai difraksi akusto-optik. Dia menggunakan analogi dari kisi-kisi difraksi untuk menentukan persamaan yang berkaitan dengan cahaya keluaran. Teori tersebut mampu memprediksi beberapa fenomena yang umum dikenal sekarang tentang perangkat (*device*) akusto-optik (AO), yaitu propagasi (perambatan) gelombang

cahaya dan interaksinya dengan gelombang akustik pada medium sehingga terjadi defleksi cahaya dan hamburan cahaya dengan perubahan frekuensi (*Brillouin Scattering*). Pada tahun 1932 Debye dan Sears, serta Lucas dan Biquard mengkonfirmasi dengan melakukan eksperimen untuk memeriksa fenomena tersebut. Kasus difraksi pada orde pertama, di bawah sudut masuk (*incident*) seperti yang diprediksi oleh Brillouin, telah diamati oleh Rytow pada tahun 1935. Raman dan Nath (1937) merancang sebuah model ideal umum interaksi dengan menghitung beberapa orde. Model ini dikembangkan oleh Phariseau (1956) untuk difraksi termasuk hanya satu orde difraksi. Pada saat itu, interaksi akusto-optik hanya sebuah eksperimen laboratorium yang menyenangkan dan diaplikasikan hanya untuk pengukuran konstanta dan koefisien akustik. Setelah penemuan laser pada periode tahun 1960-an sampai sekarang, mengalami kemajuan dan perkembangan yang pesat dalam riset, teknologi serta aplikasi dalam bidang akusto-optik.

Efek akusto-optik secara luas digunakan dalam pengukuran dan studi gelombang ultrasonik. Seiring meningkatnya ketersediaan dan kinerja laser, membuat efek akusto-optik lebih mudah untuk diamati dan diukur, yaitu perkembangan dalam perangkat (*device*) akusto-optik untuk defleksi, modulasi, pemrosesan sinyal, dan pergeseran frekuensi dari berkas cahaya. Kemajuan pada teknik pertumbuhan kristal dan pembuatan transduser piezoelektrik frekuensi tinggi telah membawa manfaat yang berharga untuk perbaikan komponen-komponen akusto-optik (Pollack, 2002).

Secara umum, efek akusto-optik dihasilkan oleh pembangkit gelombang ultrasonik pada bahan optis. Gelombang akustik merambat melalui medium,

menyebabkan variasi periodik dalam indeks pembiasan. Misalnya, dalam kristal padat, gelombang menghasilkan penekanan dan pembiasan dalam kisi kristal. Karena perubahan dalam indeks bias adalah periodik, materi berperilaku seperti sebuah kisi-kisi difraksi, dengan jarak (*spasi*) yang sama dengan panjang gelombang dari gelombang ultrasonik (Pollack, 2002).

Biasanya gelombang akustik diluncurkan ke dalam medium oleh transduser piezoelektrik. Penerapan medan listrik untuk transduser memiliki efek deformasi material, menghasilkan strain (regangan) internal. Regangan ini ditransmisikan ke medium akusto-optik secara mekanis yang digabungkan dengan transduser. Medium akusto-optik dapat berupa cair, padat, atau gas. Setiap regangan dalam bahan membuat perubahan indeks bias (Pollack, 2002). Cahaya masuk pada medium akusto-optik akan terhambur oleh variasi indeks bias. Hamburan cahaya dapat disetel (diatur) untuk menciptakan interferensi destruktif antara panjang gelombang tertentu, sehingga mengkonstruksi atau membangun suatu filter optik yang merupakan konsep dasar dari peralatan AOTF (*Acousto-Optic Tunable Filters*).

Penggunaan umum lainnya dari medium akusto-optik adalah termasuk untuk peralatan modulasi cahaya untuk komunikasi, defleksi cahaya, berkaitan atau berhubungan dengan sinyal, pengolahan matriks optik (*optical matrix processing*), menganalisis spektrum sinyal, sumber optik, *laser mode lockers*, *Q-Switchers*, *delay lines*, pengolahan gambar (*image processing*), pemrosesan sinyal, transformasi tomografi, switch optik, jaringan saraf (*neural networks*), komputasi optik, dan banyak lagi. Seiring dengan aplikasi saat ini, acousto-optik dapat digunakan dalam nondestruktif

test (uji tak rusak), pemantauan kesehatan struktural (*structural health monitoring*) dan aplikasi biomedis, dimana pengukuran optik yang dihasilkan dan pengukuran optik dari ultrasonik memberikan metode pencitraan non-kontak (Das dan DeCusatis, 1991; Pollack, 2002; Chivukula, *et al.*, 2007).

2.2.1 Karakteristik Material Akusto-optik

Regangan (*strain*) mekanik di dalam suatu medium padat menyebabkan perubahan indeks bias yang dapat mempengaruhi fase dari suatu perambatan gelombang cahaya, ini yang disebut dengan efek photoelastis. Indeks bias suatu material optik yang berhubungan dengan regangan mekaniknya melalui efek photoelastis, biasanya dinyatakan dalam empat-rank tensor p_{ijkl} (Yarif, A., 1984),

$$\Delta\eta_{ij} = \Delta\left(\frac{1}{n^2}\right)_{ij} = p_{ijkl}S_{kl} \quad (2.20)$$

dimana $\Delta\eta_{ij}$ atau $\left[\Delta\left(1/n^2\right)_{ij}\right]$ adalah perubahan di dalam tensor *impermeabilitas* optik dan S_{kl} adalah tensor regangan, dinyatakan dengan

$$S_{kl} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial u_k(r)}{\partial x_l} + \frac{\partial u_l(r)}{\partial x_k} \right] \quad (2.21)$$

dimana u_k adalah karakteristik pergerakan mekanik sepanjang x_l dari suatu titik $P(x_1, x_2, x_3)$ dari keseragaman padatan elastis di dalam bahan oleh tegangan (*stress*).

Variabel p_{ijkl} dari *tensor strain-optik*, untuk ellipsoid indeks medan *strain* suatu kristal diberikan oleh persamaan

$$(\eta_{ij} + p_{ijkl} S_{kl}) x_i x_j = 1 \quad (2.22)$$

Merupakan pemanfaatan simetri dari *tensor impermeabilitas optik* η_{ij} , *tensor strain* S_{kl} , dan *tensor strain optik* p_{ijkl} . Sehingga persamaan untuk perubahan di dalam *tensor impermeabilitas optik* menjadi

$$\Delta \left(\frac{1}{n^2} \right) = p_{ijkl} S_j{}^i{}^j, \quad i, j = 1, 2, \dots, 6 \quad (2.23)$$

dimana S_j adalah komponen *strain*. Medan strain mengubah orientasi dan dimensi dari ellipsoid indeks. Perubahan bergantung pada penerapan pada medan strain dan koefisien strain optik p_{ijkl} . Hanya orientasi atau bentuk koefisien strain optik p_{ijkl} dapat diperoleh dari material, dimana pada umumnya dari bentuk kristal. Untuk analisa lebih menyeluruh dari photoelastis tensor (Nye, 1957).

Suatu gelombang akustik dapat menghasilkan penyebab strain perubahan dalam indeks bias melalui efek photoelastis (Dixon, 1967). Seperti telah ditunjukkan (Pinnow, 1970) perubahan itu dalam indeks bias adalah hubungan daya akustik P_a , dengan pernyataan

$$\Delta n = \sqrt{\frac{n^6 p^2 P_a}{2 \rho v^3 S}} \quad (2.24)$$

dimana n adalah indeks bias di dalam material (medium *unstrain*), p sesuai elemen dari tensor photoelastis (koefisien efektif photoelastis), P_a daya akustik dalam watt, ρ massa jenis, v kecepatan akustik, dan S luas penampang yang dilalui gelombang akustik. Pernyataan ini umumnya dinyatakan dengan

$$\Delta n = \sqrt{\frac{MP_a}{2S}} \quad (2.25)$$

dimana $M = \frac{n^6 p^2}{\rho v^3}$ (2.26)

M adalah *figure of merit* (kepekaan instrumen) akusto-optik, menghadirkan harga relatif dari perubahan indeks yang dihasilkan oleh suatu gelombang elastik dengan daya konstan. Nilai M tergantung dari material dan orientasinya (seperti pada Tabel 2.1).

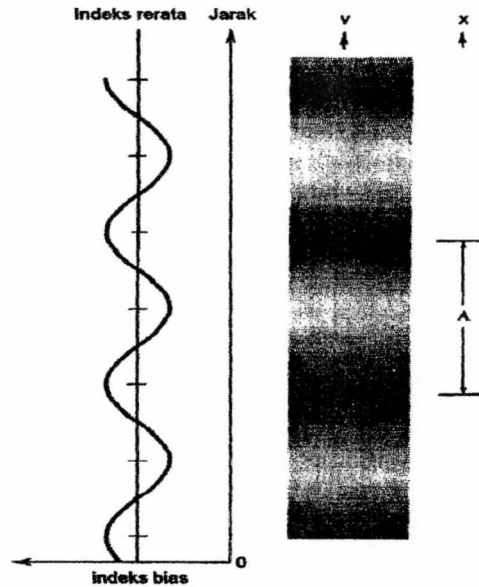
Tabel 2.1 Data karakteristik dari beberapa material akusto-optik (Jodlowski, 2003)

Material	$\rho \times 10^3$ (Kg/m ³)	$v \times 10^3$ (m/s)	$M \times 10^{15}$ (c ³ /Kg)	γ (dB/GHz cm)	λ_p (μ m)	T Transparansi (μ m)	N
Fused Quartz	2.20	5.96	1.56	12	0.63	0.2-4.5	1.457
GaP	4.13	6.32	44.6	6	0.63	0.6-10	3.31
PbMoO ₄	6.95	3.63	36.3	15	0.63	0.42-5.5	0.42-5
TeO ₂	5.87	3.40	34.5	10	0.63	0.35-5	2.26
Ge	5.38	5.5	260	30	10.6	2.0-20	4
Te	5.25	2.29	5860	420	10.6	4.0-20	2.29
LiNbO ₃	4.63	6.57	7	0.15	0.63	0.4-4.5	2.29
SF4 ¹ (CF755-28)	4.79	3.76	7.2	110	0.63	0.4-4	1.75
SF8 ¹ (CF689-31)	4.21	3.89	6.3	50	0.63	0.4-4	1.685
SF14 ¹ (CF762-27)	4.5	4.059	5.6	35	0.63	0.4-4	1.756
BK7	2.53	5.53			0.63	0.34-4	1.517

2.2.2 Konsep Dasar Interaksi Akusto-optik

Efek akusto-optik adalah merupakan *strain* (regangan) mekanik yang dihasilkan di dalam material oleh perambatan gelombang akustik, menyebabkan perubahan indeks bias di dalam material melalui efek photoelastik. Suatu peralatan akusto-optik tersusun dari suatu medium akustik dan suatu transduser piezoelektrik. Transduser mengkonversi sinyal listrik ke dalam perambatan gelombang bunyi dalam medium akusto-optik .

Tekanan dalam gelombang bunyi menyebabkan suatu gangguan dalam indeks bias dari material (seperti diperlihatkan pada Gambar 2.10).



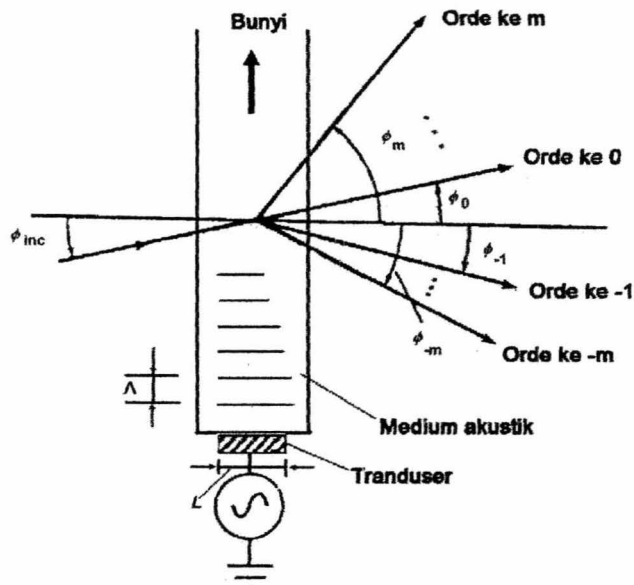
Gambar 2.10 Variasi spasial indeks bias dari perambatan gelombang bunyi (Yariv dan Yeh, 1984)

Pada Gambar 2.10 diperlihatkan variasi sinusoidal atau variasi spasial indeks bias dari perambatan gelombang bunyi yang mempunyai suatu perioda kisi Λ sama dengan panjang gelombang bunyi di material, dan bergerak sepanjang arah gelombang bunyi dengan kecepatan

$$v = \frac{\Omega}{|K|} = \frac{\Omega}{2\pi} \Lambda \quad (2.27)$$

Persamaan (2.27) adalah kecepatan bunyi dalam material.

Peralatan akusto-optik (seperti ditunjukkan pada Gambar 2.11), bertindak sebagai kisi tipis dengan separasi garis, ini sama dengan panjang gelombang dari bunyi Λ dalam medium akustik (Banerjee dan Poon, 1991).



Gambar 2.11 Peralatan dasar akusto-optik (Banerjee dan Poon, 1991)

Hal ini dapat ditunjukkan dengan menguji hamburan berkas cahaya di dalam suatu sel bunyi, sehingga terjadi phase pemisahan kisi cahaya masuk kepada beberapa orde difraksi, seperti ditunjukkan di dalam persamaan kisi berikut

$$\sin \phi_m = \sin \phi_{inc} + \frac{m\lambda_o}{\Lambda}, \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (2.28)$$

dimana ϕ_m adalah sudut dari orde ke m berkas hamburan cahaya, ϕ_{inc} sudut masuk, dan λ_o panjang gelombang cahaya, semua ini di dalam medium akustik. Sehingga sudut antara orde-orde yang berdekatan (dari Gambar 2.11) sama dengan λ_o/Λ di dalam sel.

2.2.3 Konsep Partikel Interaksi Akusto-optik

Interaksi antara gelombang cahaya masuk dan gelombang bunyi dapat digambarkan dengan diagram vektor gelombang, yaitu dari peristiwa tumbukan antara

partikel cahaya (photon) dan partikel bunyi (fonon). Seperti pada tumbukan klasik, momentum harus dipelihara manakala suatu photon dan suatu fonon bertabrakan, sesuai dengan hukum kekekalan (konservasi) momentum (Gies dan Poon, 2002). Secara matematik dapat dinyatakan dengan :

$$\hbar k_0 + \hbar K = \hbar k_{+1} \quad (2.29)$$

dimana $\hbar = h/2\pi$ (h merupakan konstanta planck $6,63 \times 10^{-34}$ J.s), dan k_0 , k_{+1} , dan K merupakan vektor propagasi (vektor gelombang) cahaya masuk, cahaya terhambur, dan gelombang bunyi ($k = 2\pi/\lambda_0$ dan $K = 2\pi/\Lambda$, dengan λ_0 dan Λ adalah panjang gelombang optik dan akustik) dan persamaan diatas dapat dituliskan dengan:

$$k_0 + K = k_{+1} \quad (2.30)$$

Dengan menerapkan hukum kekekalan (konservasi) energi pada tumbukan photon-fonon, maka dapat dinyatakan:

$$\omega_0 + \Omega = \omega_{+1} \quad (2.31)$$

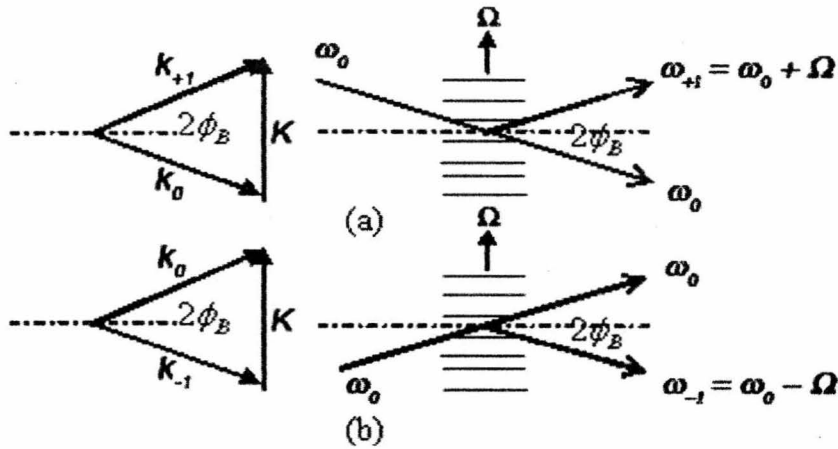
Dimana ω_0 , ω_{+1} dan Ω adalah frekuensi radian cahaya masuk, cahaya terdifraksi dan bunyi. Persamaan ini untuk difraksi cahaya positif vektor gelombang (*upshifted*). Sedangkan untuk difraksi negatif (*downshifted*) dapat dinyatakan dengan persamaan:

$$k_0 - K = k_{-1} \quad (2.32)$$

$$\omega_0 - \Omega = \omega_{-1} \quad (2.33)$$

Hubungan ini diperlihatkan pada diagram sinar (seperti pada Gambar 2.12). Pada umumnya dalam semua kasus praktis, harga vektor gelombang cahaya masuk jauh lebih

besar dari vektor gelombang bunyi $|k_0| \gg |K|$, sehingga diagram vektor gelombang berbentuk segitiga sama kaki (Gies dan Poon, 2002).



Gambar 2.12 Diagram vektor gelombang difraksi Bragg ideal
 a. Difraksi positif (*up-shifted*)
 b. Difraksi negatif (*down-shifted*)
 (Gies dan Poon, 2002)

Secara geometri interaksi menghasilkan suatu orde difraksi, k_0 , k_{+1} , dan K terkait oleh sudut kritis tertentu yang disebut dengan sudut Bragg ϕ_B , yaitu sudut antara front gelombang cahaya masuk dan front gelombang bunyi, dapat dinyatakan dengan:

$$\phi_B = \sin^{-1}\left(\frac{K}{2k_0}\right) = \sin^{-1}\left(\frac{\lambda_o}{2\Lambda}\right) \tag{2.34}$$

Dimana k_0 dan K adalah besarnya vektor gelombang, λ_o adalah panjang gelombang cahaya, dan Λ adalah panjang gelombang bunyi.

2.2.4 Perangkat Akusto-Optik

Terdapat tiga kategori penting dari perangkat (*device*) akusto-optik, yaitu akusto-optik sebagai modulator (*AOM*), deflektor (*AOD*), dan filter (*AOTF*).

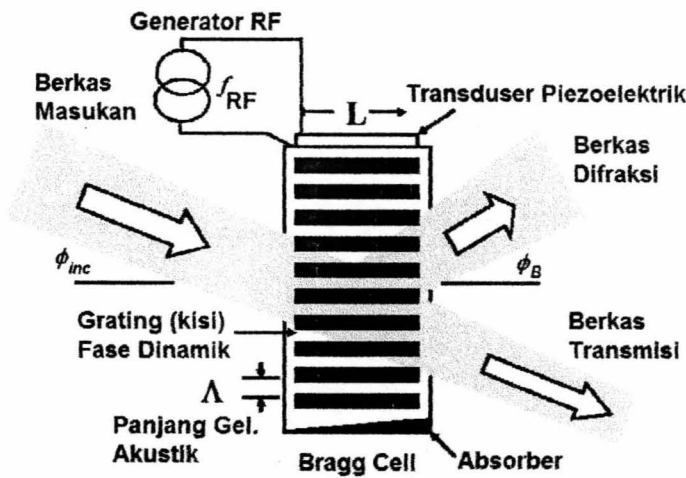
2.2.4.1 Akusto-Optik modulator

Modulator akusto-optik bekerja berdasarkan efek akusto-optik, yaitu perubahan indeks bias karena adanya perubahan tekanan yang diinduksikan gelombang akustik melalui efek photoelastis. Perubahan indeks bias ini diubah sesuai dengan gelombang informasi, sehingga gelombang optik yang dihasilkan terdifraksi dan mengandung informasi, ini adalah proses modulasi (Das dan DeCusatis, 1991).

Untuk memudahkan penggolongan (klasifikasi) suatu modulator akusto-optik ditentukan suatu *Klein-Cook* parameter (Gies dan Poon, 2002), yang didefinisikan sebagai

$$Q = \frac{K^2 L}{k_0} = \frac{2\pi\lambda_o L}{\Lambda^2} \quad (2.35)$$

Pada modulator tipe Raman-Nath, dimana sudut masukan tegak lurus dan panjang interaksi harus cukup kecil ($Q \ll 1$), sehingga diperlukan daya akustik yang cukup besar untuk menghasilkan indeks modulasi yang efektif. Indeks modulasinya lebih kecil dibandingkan tipe modulator Bragg. Sedangkan pada modulator tipe Bragg, sudut masukan sebesar ϕ_B dan panjang interaksi harus cukup besar ($Q \gg 1$), sehingga indeks modulasi lebih besar dan dapat dipakai untuk frekuensi pembawa dan bandwidth yang lebih besar. Kegunaannya misalkan pada modulator yang menumpangkan gelombang informasi pada intensitas dari gelombang optik (modulator intensitas). Dalam praktek biasanya digunakan tipe Bragg, konfigurasi (seperti diperlihatkan pada Gambar 2.13)



Gambar 2.13 Konfigurasi Tipe Bragg (Das dan DeCusatis, 1991)

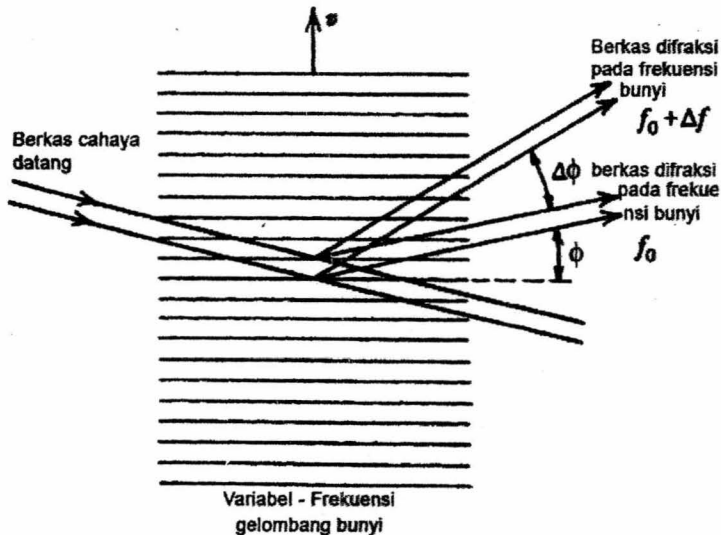
Efek akusto-optik dapat mengendalikan beberapa parameter dari suatu gelombang optik, yaitu amplitudo, fase, frekuensi. Beberapa aplikasi dari akusto-optik modulator dapat digunakan untuk penggantian frekuensi cahaya laser, *optical scanning*, modulasi cahaya AM (amplitudo modulasi) atau FM (frekuensi modulasi), dan sistem komunikasi laser (Gies dan Poon, 2002).

2.2.4.2 Akusto-Optik Deflektor

Suatu deflektor akusto-optik yang bersifat spasial sebagai pengontrol berkas optik diperlihatkan pada Gambar 2.14. Dalam pengoperasian sebuah deflektor akusto-optik, daya yang mendorong transduser akustik disimpan pada tingkat yang konstan, sedangkan frekuensi akustik bervariasi untuk membelokkan berkas cahaya pada posisi sudut yang berbeda (Das dan DeCusatis, 1991). Deflektor akusto-optik memanfaatkan sudut difraksi frekuensi akustik tergantung perubahan dalam sudut $\Delta\phi$ sebagai fungsi dari perubahan frekuensi Δf dinyatakan dengan,

$$\Delta\phi = \frac{\lambda_o}{v} \Delta f \quad (2.36)$$

dimana λ_o dan v adalah panjang gelombang berkas optis dan kecepatan gelombang akustik.



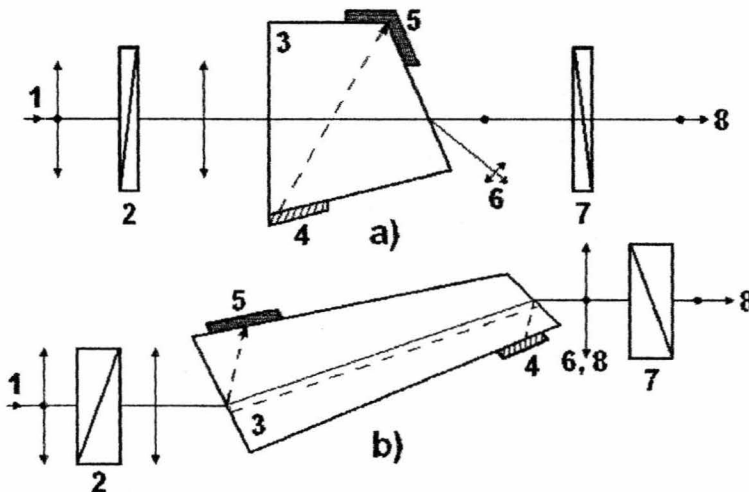
Gambar 2.14 Akusto-Optik Deflektor (AOD)
(Das dan DeCusatis, 1991)

Teknologi AOD telah membuat kondensasi praktis Bose-Einstein pada tahun 2001 mendapat penghargaan Nobel dalam Fisika yang diberikan kepada Eric A. Cornell, Wolfgang Ketterle dan Carl E. Wieman. Deflektor akusto-optik (AOD) pada dasarnya sama dengan modulator akusto-optik (AOM). Dalam AOM amplitudo gelombang suara dimodulasi (untuk memodulasi intensitas berkas laser terdifraksi), sedangkan pada AOD baik amplitudo dan frekuensi disesuaikan, membuat persyaratan ketat untuk rekayasa AOD dari pada AOM. Beberapa aplikasi dari AOD digunakan untuk *scanner*, spektrum analyzer, hologram, printing, photolithography (Chang, 1995; Das dan DeCusatis, 1991).

2.2.4.3 Akusto-Optik Filter

Prinsip pengoperasian filter akusto-optik atau yang sering disebut dengan AOTF (*Acousto-Optic Tunable Filter*) didasarkan pada pola difraksi akustik cahaya dalam medium anisotropik (memiliki sifat fisis berbeda/bervariasi). Perangkat ini terdiri atas sebuah transduser piezoelektrik berikatan dengan kristal *birefringence* (bias rangkap/pembiasan ganda). Bila transduser dibangkitkan dengan sinyal RF, sehingga gelombang akustik dihasilkan dalam medium. Perambatan gelombang akustik menghasilkan modulasi periodik dari indeks bias. Ini memberikan grating (kisi-kisi) phase bergerak, sehingga dapat digunakan untuk mekanisme bandpass filter spektrum cahaya.

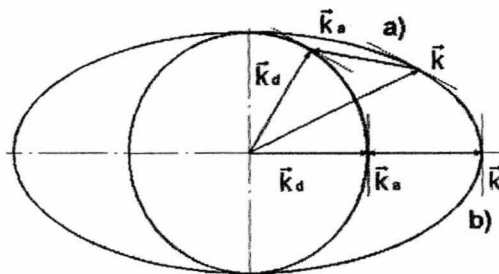
Ada dua jenis filter akusto-optik, filter *collinear* (kesegarisan) dan *non-collinear* (non-kesegarisan) seperti diperlihatkan pada Gambar 2.15.



Gambar 2.15 Skema jenis filter akusto-optik : a) Terbuat dari *Quartz* (SiO_2), b) Terbuat dari *Tellurium Oksida* (TeO_2). Radiasi masuk nonterpolarisasi (1); Polarisator (2,7); Kristal anisotropik (3); Piezoelektrik pemancar gelombang akustik (4); Penyerap gelombang akustik (5); radiasi non terdifraksi untuk mulai polarisasi (6); Radiasi terdifraksi terpolarisasi ortogonal untuk mulai polarisasi (Del Mar Ventures, www.sciner.com)

Jenis filter tergantung geometri interaksi akusto-optik medium anisotropik *birefringence* (bias rangkap), biasanya jenis perangkat unit kesegarisan dibuat dengan menggunakan kristal tunggal *quartz* (SiO_2) dan jenis perangkat unit non-kesegarisan dibuat dengan menggunakan kristal tunggal *tellurium oksida* (TeO_2). Material *tellurium oksida* lebih disukai dalam perangkat akusto-optik filter, karena kristal ini memiliki *figure of merit* (kepekaan instrumen) yang tinggi dan penerapannya dapat digunakan pada daerah spektrum cahaya tampak dan near/mid infra merah (400 - 700 nm) tetapi tidak cocok digunakan pada daerah spektrum ultra violet karena memiliki transmisi cut-off yang pendek pada panjang gelombang 350 nm. Untuk aplikasi pada daerah spektrum ultra violet biasanya digunakan material quartz untuk perangkat akusto-optik filter, walaupun dengan keterbatasannya memiliki kepekaan instrumen yang lebih rendah (lihat Tabel 2.1).

Untuk mencapai *bandwidth* (lebar pita) sempit spektral, maka akusto-optik filter memerlukan panjang interaksi akustik yang relatif lama.

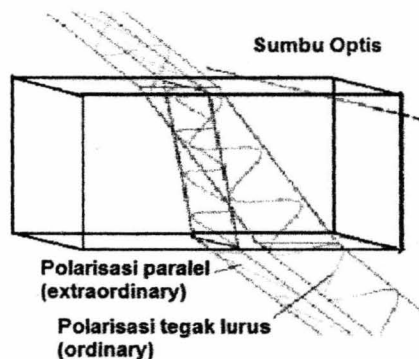


Gambar 2.16 Kondisi phase untuk : a) Akusto-optik filter non-collinear, b) Akusto-optik filter collinear. Vektor gelombang radiasi masuk (\vec{k}); Vektor gelombang akustik (\vec{k}_a); dan vektor gelombang radiasi terdifraksi (\vec{k}_d) (Del Mar Ventures, www.sciner.com)

Dengan konfigurasi pencocokan momentum, kecepatan grup gelombang ekstraordinari harus collinier/kesegarisan dengan gelombang ordinari (seperti ditunjukkan pada Gambar 2.16), dimana vektor pencocokan momentum mewakili kecepatan phase cahaya masukan (\vec{k}), cahaya difraksi (\vec{k}_d), dan gelombang akustik (\vec{k}_a). Dalam geometri ini, garis singgung untuk cahaya masuk dan berkas cahaya terdifraksi sejajar satu sama lain. Terlihat bahwa dua berkas optik tidak terpisah sampai perambatan cahaya di dalam medium akusto-optik (lihat Gambar 2.15 dan Gambar 2.16). Untuk berkas difraksi orde pertama merupakan ciri yang paling penting dari perangkat akusto-optik, karena cahaya yang tiba di beberapa sudut dari kondisi ideal dan diimbangi perubahan *birefringence* (bias rangkap). Ketergantungan pengaturan atau penalaan (*tuning*) perangkat akusto-optik filter dinyatakan dengan,

$$f = \frac{c \cdot \Delta n}{\lambda_o} \quad (2.37)$$

Dimana f adalah frekuensi dari sinyal RF, Δn perubahan indek *birefringence* (bias rangkap) yaitu indek bias sinar ekstraordinari (n_e) dan indek bias sinar ordinari (n_o), c adalah konstanta (tetapan), dan λ_o adalah panjang gelombang cahaya.



Gambar 2.17 Polarisasi paralel dan polarisasi tegak lurus (Brad, 2005)

Indek bias dari berkas polarisasi ordinari (n_o) dan ekstraordinari (n_e) ditentukan dengan memperhatikan ketergantungan sifat dispersi (penyebaran) yang dinyatakan dengan,

$$\Delta n = n_e - n_o \quad (2.38)$$

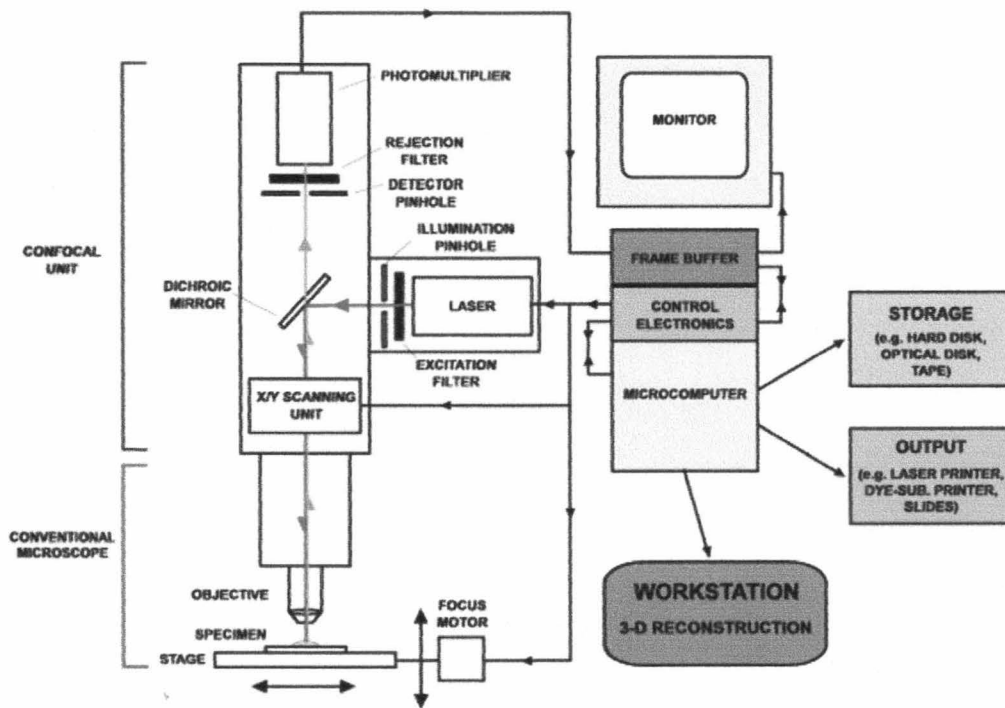
dimana n_e dan n_o adalah indeks bias untuk polarisasi paralel/sejajar (*extraordinary*) dan polarisasi tegak lurus (*ordinary*) ke pada masing-masing sumbu anisotropi (seperti diperlihatkan pada Gambar 2.17).

Desain perangkat akusto-optik filter dalam pengoperasiannya biasanya digunakan sebagai filter *wheel* (roda), *grating* (kisi), atau prisma (Rosen, 1992). Perangkat ini memiliki daerah yang sangat luas penerapannya, diantaranya adalah dalam pencitraan spektral dan pengendalian proses (Balakin, *et al.*, 1991), studi karakteristik permukaan obyek (Gurevich, 2005), analisis kualitas citra (Bogomolov dan Voloshinov, 2004), dan pencitraan obyek biologi yang berukuran kecil (Kutuza, *et al.*, 2003). Penerapan yang umum dalam biomedis, perangkat akusto-optik filter digunakan pada *microscopy confocal* dan analisis pencitraan (Gat, 2000; Rajwa, *et al.*, 2005; Claxton, *et al.*, 2006; Chivukula, *et al.*, 2007).

2.2.4.4 Confocal Laser Scanning Microscopy (CLSM)

Konsep dasar *microscopy confocal* awalnya dikembangkan oleh Marvin Minsky pada pertengahan tahun 1950 (dipatenkan pada 1961), untuk melihat citra biologi jaringan saraf pada otak yang terjadi dalam sistem kehidupan. CLSM menjadi alat penting dalam biologi dan biomedis serta dalam ilmu material untuk pencitraan lapisan

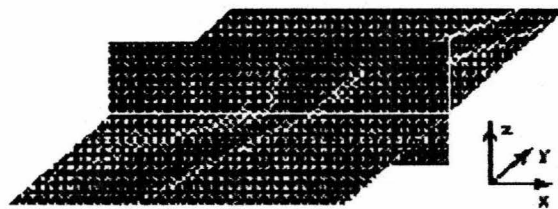
optik tipis, karena memiliki kemampuan untuk menghasilkan serial tipis (0.5 sampai 1.5 mikrometer) secara optik melalui berbagai spesimen berpendar (*fluorescent*) (Claxton, *et al.*, 2006). Laser adalah sumber cahaya yang paling umum digunakan pada *confocal scanning microscopy*, karena menyediakan jenis cahaya eksitasi yang ideal untuk aplikasi mikroskopi floresensi. Dalam suatu sistem CLSM seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.18.



Gambar 2.18 Sistem CLSM (Dari <http://yakko.bme.virginia.edu/phy506/system.gif>)

Berkas laser terfokus oleh suatu *objective* pada spesimen floresen melalui mekanisme defleksi X-Y. Campuran cahaya yang dipantulkan dan cahaya floresen yang diemisikan ditangkap oleh *objective* yang sama. Setelah dikonversi menjadi sinar statis oleh perangkat *scanner* (pemindai) X-Y, kemudian difokuskan ke sebuah photomultiplier

melalui *beamsplitter dichroic*. Teknik *non-invasiv* dari bagian *confocal* optik memungkinkan pemeriksaan spesimen yang masih hidup maupun tetap di bawah berbagai kondisi dengan tingkat kejernihan tinggi. Dengan menggunakan *software* (perangkat lunak) *confocal microscope*, bagian optik tidak terbatas pada bidang lateral tegak lurus (X-Y) tetapi juga dapat dikumpulkan dan ditampilkan pada bidang melintang (Pawley, 1995; Sheppard dan Shotton, 1997; Vo-Dinh, 2003; Hibbs, 2004). Bagian vertikal pada X-Z dan bidang Y-Z (sejajar dengan sumbu mikroskop optik) dapat dihasilkan oleh program *software confocal*. Spesimen tampak seolah-olah sudah terbagi pada bidang yang tegak lurus dengan sumbu lateral (Gambar 2.19). Secara praktis bagian vertikal diperoleh dengan menggabungkan serangkaian X-Y *scan* yang diambil sepanjang sumbu-Z (tegak lurus terhadap sumbu mikroskop optik) dengan menggunakan *software*.



Gambar 2.19 Tampilan spesimen dengan X-Y (*lateral*) dan X-Z (*axial scan*) (Vo-Dinh, 2003)

CLSM dilengkapi instrumen modern dengan beberapa sistem laser yang dikendalikan oleh *acousto-optic tunable filter* (AOTF) yang memiliki kecepatan tinggi untuk regulasi (pencocokan) sangat presisi (tepat) dari panjang gelombang dan intensitas eksitasi. Integrasi teknologi optoelektronik pada mikroskop confocal telah memberikan

peningkatan signifikan dalam pengendalian spektrum fleksibilitas untuk berbagai penyelidikan fluoresensi. *Acousto-Optic Tunable Filter* (AOTF) adalah perangkat yang berfungsi sebagai filter pengatur (tunable) eksitasi elektronik untuk memodulasi intensitas dan panjang gelombang *multiple laser lines* dari satu atau lebih sumber (Chang, 1995). Perangkat jenis ini bergantung pada sifat optik kristal *birefringence* (pembiasan ganda) yang bervariasi pada interaksi dengan gelombang akustik. Perubahan frekuensi akustik mengubah sifat difraksi dari kristal, memungkinkan penyetelan panjang gelombang yang sangat cepat, hanya dibatasi oleh waktu transit akustik di seluruh kristal. Sebuah acousto-optik tunable filter dirancang untuk mikroskopi biasanya terdiri dari *tellurium dioksida* atau anisotropik kristal quartz (kuarsa) yang terikat dengan transduser piezoelektrik (Wachman, *et al.*, 1996).

Osilasi frekuensi radio (RF) sinyal listrik, transduser menghasilkan frekuensi tinggi getaran (akustik) gelombang yang merambat ke dalam kristal. Gelombang akustik ultrasonik menginduksi redistribusi periodik dari indeks bias melalui kristal yang bertindak sebagai transmisi kisi difraksi atau difraksi Bragg kepada suatu bagian deviasi (penyimpangan) cahaya datang sinar laser ke berkas orde pertama, yang digunakan dalam mikroskop (atau dua berkas orde pertama jika cahaya datang adalah non-terpolarisasi). Mengubah frekuensi sinyal transduser diterapkan kristal mengubah periode variasi indeks bias, dan karena itu, panjang gelombang cahaya yang terdifraksi. Intensitas relatif dari berkas difraksi ditentukan oleh amplitudo (daya) dari sinyal yang diterapkan pada kristal (Wachman, *et al.*, 1996; Shonat, 1997; Yuste, *et al.*, 2000).

2.3 Vibrasi

Beberapa bentuk *vibrasi* yang terjadi pada makhluk hidup (*organisme*) termasuk pada mikroorganisme diantaranya adalah vibrasi yang disebabkan oleh getaran yang berhubungan dengan bunyi (*Akustik*) dan vibrasi karena getaran mekanis mengakibatkan timbulnya resonansi (turut bergetarnya) alat-alat tubuh yang sifatnya mekanis.

2.3.1 Vibrasi Akustik (Bunyi)

Gelombang bunyi merupakan getaran (*vibrasi*) dari molekul-molekul zat (perubahan mekanik terhadap zat) dan saling beradu satu sama lain, namun demikian zat tersebut terkoordinasi menghasilkan gelombang serta mentransmisikan energi, bahkan tidak pernah terjadi perpindahan *fonon* (Resnick dan Halliday, 1992). Bunyi yang tidak dikehendaki yang merupakan aktivitas alam dan buatan manusia (misalnya bunyi gaduh gunung berapi dan bunyi mesin) disebut dengan *Bising*.

Tiga daerah frekuensi bunyi, yaitu di bawah frekuensi 16 Hz disebut dengan daerah infrasonik, biasanya ditimbulkan oleh getaran tanah (gempa bumi), getaran bangunan maupun truk mobil. Pada frekuensi ini akan menyebabkan perasaan kurang nyaman (*discomfort*), kelesuan (*fatigue*) kadang-kadang menimbulkan perubahan pada penglihatan. Apabila vibrasi bunyi dengan frekuensi ini mengenai tubuh akan menyebabkan resonansi dan akan terasa sakit pada beberapa bagian tubuh. Frekuensi pada rentang 16 – 20.000 Hz disebut dengan daerah frekuensi sonik, yaitu daerah yang termasuk frekuensi yang dapat didengar (*audio-frequency*). Sedangkan frekuensi diatas 20.000 Hz disebut dengan daerah frekuensi ultrasonik, mempunyai frekuensi yang tinggi

dan memiliki daya tembus jaringan cukup besar. Pada bidang medis frekuensi ultrasonik digunakan dalam pengobatan, destruktif/penghancuran, dan diagnosa (Cameron dan Skofronick, 1978).

2.3.2 Efek Biologis Gelombang Ultrasonik

Salah satu usaha pengendalian sampel biologi dilakukan dengan metode mekanis/fisika, disamping metode kimia dan metode biologi. Metode mekanis ini adalah pemanfaatan gelombang ultrasonik. Gelombang ultrasonik merupakan gelombang mekanik longitudinal dengan frekuensi diatas 20 kHz. Gelombang ini dapat merambat dalam medium padat, cair dan gas. Hal itu disebabkan karena gelombang ultrasonik merupakan rambatan energi dan momentum mekanik sehingga merambat sebagai interaksi dengan molekul dan sifat inersia medium yang dilaluinya (Bueche, 1986).

Karakteristik gelombang ultrasonik yang melalui medium mengakibatkan getaran partikel dengan medium amplitudo sejajar dengan arah rambat secara longitudinal sehingga menyebabkan partikel medium membentuk *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan). Jarak antara rapatan dan rapatan berikutnya atau regangan dan regangan berikutnya sama dengan panjang gelombang (λ). Proses kontinu yang menyebabkan terjadinya rapatan dan regangan di dalam medium disebabkan oleh perubahan partikel secara periodik selama gelombang ultrasonik melaluinya (Bueche, 1986; Resnick dan Halliday, 1992).

Bahaya tidaknya pemaparan gelombang ultrasonik terhadap suatu medium tergantung pada intensitas, frekuensi, dan total waktu lamanya pemaparan. Efek

ultrasonik terhadap kerusakan jaringan dapat disebabkan oleh adanya efek termal, efek kavitasi, dan efek mekanik.

2.3.2.1 Energi dan intensitas gelombang ultrasonik

Jika gelombang ultrasonik merambat dalam suatu medium, maka partikel medium mengalami perpindahan energi (Giancoli, 1998). Besarnya energi gelombang ultrasonik yang dimiliki partikel medium adalah :

$$E = E_p + E_k \quad (2.39)$$

dengan E_p adalah energi potensial (Joule) dan E_k adalah energi kinetik (Joule).

Untuk menghitung intensitas gelombang ultrasonik perlu mengetahui energi yang dibawa oleh gelombang ultrasonik. Intensitas gelombang ultrasonik (I) adalah energi yang melewati luas permukaan medium $1 \text{ m}^2/\text{s}$ atau watt/m^2 (Cameron dan Skofronick, 1978). Untuk sebuah permukaan, intensitas gelombang ultrasonik (I) diberikan dalam bentuk persamaan :

$$I = 1/2 \rho V A^2 (2 \pi f)^2 = 1/2 Z (A \omega)^2 \quad (2.40)$$

dimana ρ massa jenis medium/jaringan (Kg/m^3), f frekuensi (Hz), V volume (m^3), A amplitudo maksimum (m), $Z = \rho v$ impedansi Akustik ($\text{kg}/\text{m}^2.\text{s}$), dengan v kecepatan gelombang ultrasonik (m/s), dan $\omega = 2\pi f$ frekuensi sudut (rad/s).

2.3.2.2 Kaitan intensitas gelombang ultrasonik dengan amplitudo dan frekuensi

Gelombang ultrasonik merambat membawa energi dari satu medium ke medium lainnya, energi yang dipindahkan sebagai energi getaran dari partikel ke partikel pada medium tersebut. Besarnya energi yang dibawa partikel tersebut adalah :

$$E = 1/2 k A^2 \quad (2.41)$$

dengan $k = 4 \pi^2 m / T^2 = 4 \pi^2 m f^2$ adalah konstanta, T periode (s), A amplitudo geraknya (m), dan m massa partikel pada medium (kg).

Kemudian :

$$E = 2 \pi^2 m f^2 A^2 \quad (2.42)$$

Jika $m = \rho V = \rho S l = \rho S v t$ adalah massa (kg), $V = \text{luas} \cdot \text{tebal} = S l$ adalah volume (m^3), dimana S adalah luas permukaan penampang lintang yang dilalui gelombang (m^2), $l = v t$ adalah jarak yang ditempuh gelombang dalam waktu t (m), dengan v laju gelombang (m/s), dan t waktu (s)

maka :

$$E = 2 \pi^2 \rho S v t f^2 A^2 \quad (2.43)$$

Dari persamaan 2.43 diperoleh hasil bahwa energi yang dibawa oleh gelombang ultrasonik sebanding dengan kuadrat amplitudo. Besarnya daya yang dibawa gelombang ultrasonik (P) adalah :

$$P = \frac{E}{t} = 2 \pi^2 \rho S v f^2 A^2 \quad (2.44)$$

Intensitas gelombang ultrasonik adalah daya yang dibawa melalui luas permukaan yang tegak lurus terhadap aliran energi (Giancoli, 1998), maka :

$$I = \frac{P}{S} = 2 \pi^2 \rho v f^2 A^2 \quad (2.45)$$

Persamaan (2.45) menyatakan hubungan secara eksplisit bahwa intensitas gelombang ultrasonik sebanding dengan kuadrat amplitudo (A) dan dengan kuadrat frekuensi (f).

2.3.2.3 Intensitas gelombang ultrasonik dihubungkan dengan jarak

Gelombang ultrasonik yang keluar dari sumber transduser mengalir keluar ke semua arah dalam arah tiga dimensi. Gelombang ultrasonik merambat keluar, energi yang di bawanya tersebar ke permukaan yang makin lama makin luas, karena merambat dalam arah tiga dimensi, maka luas permukaan merupakan luasan permukaan bola dengan radius r adalah $4\pi r^2$. Berarti intensitas gelombang ultrasonik adalah :

$$I = \frac{\text{Daya}}{\text{Luas}} = \frac{P}{4\pi r^2} \quad (2.46)$$

Jika keluaran daya P dari sumber konstan, maka intensitas berkurang sebagai kebalikan dari kuadrat jarak dari sumber :

$$I = \frac{1}{r^2} \quad (2.47)$$

Jika diambil dua titik dengan jarak r_1 dan r_2 dari sumber, maka $I_1 = P/4\pi r_1^2$ dan $I_2 = P/4\pi r_2^2$, sehingga :

$$\frac{I_2}{I_1} = \frac{r_1^2}{r_2^2} \quad (2.48)$$

dengan demikian, jika jarak digandakan misalnya ($r_1/r_2 = 2$), maka intensitas menjadi $1/4$ dari nilai mula-mula ($I_2/I_1 = (1/2)^2 = 1/4$).

Jika amplitudo gelombang ultrasonik berkurang terhadap jarak, maka amplitudo gelombang ultrasonik menjadi mengecil sebesar $1/r$ (Giancoli, 1998). karena intensitas sebanding dengan amplitudo maka akan sebanding dengan kebalikan dari kuadrat jarak, sehingga :

$$A = \frac{1}{r} \quad (2.49)$$

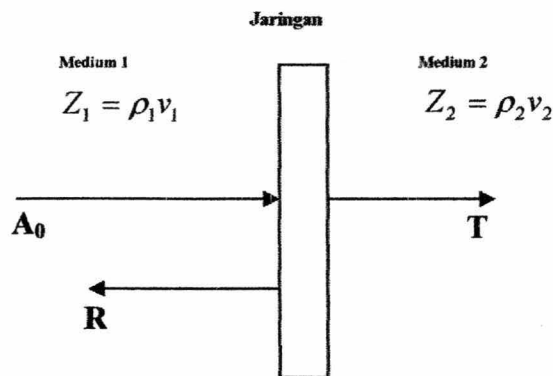
Jika diambil dua jarak yang berbeda dari sumber transduser, r_1 dan r_2 maka :

$$\frac{A_2}{A_1} = \frac{r_1}{r_2} \quad (2.50)$$

Ketika gelombang ultrasonik dua kali lipat lebih jauh dari sumber transduser, maka amplitudo akan menjadi setengahnya (Giancoli, 1998).

2.3.2.4 Sifat gelombang ultrasonik

Gelombang ultrasonik mempunyai sifat memantul, diteruskan dan diserap oleh suatu medium atau jaringan. Apabila gelombang ultrasonik ini mengenai permukaan jaringan, maka sebagian dari gelombang ultrasonik ini akan dipantulkan dan sebagian lagi akan diteruskan atau ditransmisikan (seperti ditunjukkan pada Gambar 2.20). Mula-mula gelombang ultrasonik dengan amplitudo tertentu mengenai jaringan, kemudian gelombang ultrasonik tersebut akan dipantulkan permukaan jaringan.



Gambar 2.20 Gelombang Ultrasonik datang normal pada bidang batas medium 1 dan medium 2 (Cameron dan Skofronick, 1978).

A_0 = amplitudo gelombang ultrasonik mula-mula (cm).

R = amplitudo gelombang ultrasonik yang dipantulkan (cm).

T = amplitudo gelombang ultrasonik yang ditransmisikan (cm).

Perbandingan amplitudo tekanan pantulan (R) terhadap amplitudo tekanan datang (A_0) bergantung pada impedansi akustik (Z) dari dua medium itu. Hubungan pernyataan itu adalah :

$$\frac{R}{A_0} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (2.51)$$

Telah dikemukakan bahwa gelombang ultrasonik sebagian akan diteruskan atau ditransmisikan. Perbandingan antara amplitudo tekanan transmisi (T) dan amplitudo tekanan gelombang datang (A_0) adalah :

$$\frac{T}{A_0} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_2} \quad (2.52)$$

Gelombang ultrasonik yang masuk ke dalam jaringan akan menyebabkan efek friksi (*friction*). Penyerapan energi gelombang ultrasonik ini akan mengakibatkan berkurangnya amplitudo gelombang ultrasonik. Nilai amplitudo gelombang ultrasonik pada jaringan dinyatakan dalam persamaan :

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \quad (2.53)$$

dengan A adalah amplitudo gelombang ultrasonik yang menetap pada jaringan dengan tebal x (m), A_0 amplitudo gelombang ultrasonik mula-mula (m), dan α adalah koefisien absorpsi jaringan (m^{-1}), serta x adalah tebal jaringan (m). Nilai intensitas gelombang ultrasonik pada jaringan dinyatakan dalam persamaan:

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (2.54)$$

dengan I_0 adalah intensitas gelombang ultrasonik mula-mula (W/m^2), I adalah intensitas gelombang ultrasonik (W/m^2), α koefisien absorpsi jaringan (m^{-1}), dan x adalah tebal jaringan (m).

2.3.2.5 Efek termal gelombang ultrasonik

Efek termal merupakan absorpsi energi gelombang ultrasonik yang menyebabkan suhu jaringan meningkat. Besar absorpsi energi gelombang ultrasonik ini tergantung pada viskositas, massa jenis, dan impedansi jaringan, serta frekuensi gelombang yang diberikan. Gelombang ultrasonik yang melalui medium juga mengalami pengurangan energi, karena sebagian energinya diabsorpsi oleh medium akibatnya suhu medium meningkat. Kenaikan suhu medium tergantung pada besar koefisien absorpsinya dan intensitas gelombang yang melaluinya (Sabbagha, 1980).

Gelombang ultrasonik yang keluar dari sebuah sumber transduser akan memancarkan intensitas gelombang ultrasonik ke semua arah. Besarnya intensitas gelombang ultrasonik yang dipancarkan sumber transduser adalah :

$$I = \frac{\Delta E}{S \Delta t} = 1/2 \rho V A^2 (2\pi f)^2 \quad (2.55)$$

Jika intensitas gelombang ultrasonik tersebut mengenai suatu permukaan jaringan akan terjadi perpindahan energi kalor yang menyebabkan pada jaringan timbul efek termal. Besarnya energi kalor yang diterima jaringan akibat intensitas gelombang ultrasonik adalah :

$$\frac{\Delta Q}{\Delta t} = \kappa \frac{T_1 - T_2}{l} = \kappa \frac{\Delta T}{l} \quad (2.56)$$

Sehingga intensitas gelombang ultrasonik yang diterima jaringan akan sama dengan energi kalor yang diterima jaringan, yaitu :

$$\frac{\Delta E}{S\Delta t} = \frac{\Delta Q}{\Delta t}$$

$$1/2 \rho V A^2 (2\pi f)^2 = \kappa \frac{\Delta T}{l}$$

maka diperoleh besar ΔT adalah :

$$\Delta T = \frac{\rho v f^2 A^3 l}{\kappa} \quad (2.57)$$

dimana ΔT perubahan atau kenaikan suhu ($^{\circ}\text{C}$), ρ massa jenis medium atau jaringan (kg/m^3), f frekuensi (Hz), v kecepatan gelombang ultrasonik di udara (m/s), A amplitudo maksimum (m), V volume (m^3), $\omega = 2\pi f$ adalah frekuensi sudut (rad/s), κ konduktivitas termal jaringan ($\text{J/s.m.}^{\circ}\text{C}$), dan $l = x$ adalah tebal jaringan (m).

Kenaikan suhu pada jaringan akibat energi kalor yang diterima jaringan juga dipengaruhi koefisien absorpsi yang dinyatakan dengan besarnya intensitas gelombang ultrasonik yang menetap pada jaringan yang dinyatakan pada persamaan 2.54. Intensitas gelombang ultrasonik pada jaringan akan mengalami gesekan internal yang disebut dengan viskositas. Viskositas pada jaringan muncul karena ada tumbukan antara partikel di dalam jaringan. Besarnya viskositas pada suatu jaringan ditentukan oleh suatu konstanta perbandingan yang didefinisikan sebagai koefisien viskositas (Giancoli, 1998) dinyatakan dalam persamaan :

$$\eta = \frac{Fl}{vS} \quad (2.58)$$

dimana F gaya tumbukan antara molekul (N), S luas permukaan jaringan (m^2), v kecepatan partikel didalam jaringan (m/s), l jarak tumbukan antara molekul di dalam jaringan (m), dan η koefisien viskositas ($N.s/m^2$).

Dari persamaan 2.54, 2.57 dan 2.58 menyatakan bahwa efek termal terjadi karena adanya perubahan suhu yang dipengaruhi oleh massa jenis, impedansi jaringan, frekuensi gelombang ultrasonik dan tergantung kepada konduktivitas jaringan, koefisien absorpsi jaringan serta viskositas jaringan.

2.3.2.6 Efek kavitasi gelombang ultrasonik

Gelombang ultrasonik yang merambat ke dalam jaringan atau zat cair akan mengalami efek kavitasi, sehingga terbentuk gelembung gas mikro. Efek kavitasi terjadi karena tekanan lokal pada gelombang ultrasonik menurun sampai harga yang cukup rendah. Besar tekanan gelombang ultrasonik tersebut dinyatakan :

$$p = P - P_0 \quad (2.59)$$

dengan p tekanan gelombang ultrasonik (N/m^2), P tekanan lokal atau total sesaat (N/m^2) dan P_0 tekanan lokal rata-rata atau keseimbangan (N/m^2).

Intensitas gelombang ultrasonik yang merambat akan membawa energi pada suatu luas permukaan per satuan waktu (Giancoli, 1998). Jika energi gelombang ultrasonik tersebut melalui jaringan akan melepaskan energi kalor sehingga terjadi pemanasan yang mengakibatkan suhu jaringan meningkat yang kemudian menimbulkan efek kavitasi. Besarnya pemanasan tergantung pada variasi tekanan gelombang ultrasonik dan kecepatan partikel terhadap energi yang diberikan (Ackerman, *et al.*,

1988). Hubungan perubahan antara intensitas dan tekanan gelombang ultrasonik yang mempengaruhi terjadinya efek kavitasi pada jaringan dinyatakan :

$$I = \frac{P^2}{2\rho v} \quad (2.60)$$

dengan I intensitas gelombang ultrasonik, ρ densitas (rapat jenis), P tekanan lokal atau total sesaat, dan v kecepatan gelombang ultrasonik. Persamaan (2.60) ini menyatakan bahwa terjadinya pemanasan lokal akibat efek kavitasi pada jaringan tergantung pada intensitas gelombang ultrasonik dan adanya tekanan yang bervariasi.

Ada dua macam kavitasi yang terjadi dari pemaparan gelombang ultrasonik, yaitu kavitasi stabil dan tidak stabil. Efek kavitasi stabil terjadi jika gelembung gas mikro tumbuh sampai ukuran tertentu lalu beresonansi pada frekuensi gelombang ultrasonik. Amplitudo osilasinya jauh lebih besar dari pada amplitudo getaran partikel di dalam zat cair sebelum ada gelembung gas mikro. Jaringan di sekitar gelembung gas mikro ini mengalami tegangan yang sangat besar, sehingga mengakibatkan kerusakan molekul dan membran sel. Efek kavitasi yang tidak stabil lebih merusak jaringan sel. Pada tekanan rendah, gelombang ultrasonik dengan intensitas tinggi mengakibatkan timbulnya gelembung kavitasi. Tekanan tinggi menyebabkan pecahnya gelembung, sehingga energi yang serupa dengan gelombang kejut mengakibatkan kerusakan jaringan sel (Sabbagha, 1980).

2.3.2.7 Efek mekanik gelombang ultrasonik

Gelombang ultrasonik yang diterima jaringan akan mengalami gaya vibrasi internal antara molekul-molekul di dalam jaringan, sehingga pada jaringan akan timbul

efek mekanik. Efek mekanik ini dapat menimbulkan percepatan partikel, getaran tekanan, tekanan pancaran, dan gaya gesek (Subbagha, 1980). Besarnya gaya vibrasi itu adalah :

$$\begin{aligned}\Sigma F &= k x \\ F - f_k &= k x \\ \rho V a - f_k &= k x\end{aligned}\tag{2.61}$$

Intensitas gelombang ultrasonik yang diterima jaringan adalah :

$$I = \frac{P}{S} = \frac{\Delta E}{S \Delta t} = 1/2 \rho V A^2 (2\pi f)^2 = 1/2 Z (A\omega)^2$$

$$\text{Atau} \quad \rho V = \frac{2I}{(2\pi f A)^2}\tag{2.62}$$

Sehingga Intensitas gelombang ultrasonik yang diterima jaringan akan sama dengan gaya vibrasi yang diterima jaringan, maka di peroleh :

$$\begin{aligned}\frac{2I}{(2\pi f A)^2} a - f_k &= kx \\ I &= \frac{(kx + f_k)(2\pi f A)^2}{2a}\end{aligned}$$

Jika $I = p/A$, maka :

$$p = \frac{(kx + f_k)(2\pi f A)^2}{2a}$$

$$\text{Atau} \quad p = \frac{kx 4\pi^2 f^2 A^2}{2a} + \frac{f_k 4\pi^2 f^2 A^2}{2a}\tag{2.63}$$

dimana p tekanan getaran vibrasi molekul dalam jaringan (N/m^2), k konstanta getaran vibrasi (N/m), f frekuensi (Hz), A amplitudo maksimum (m), $Z = \rho v$ impedansi

Akustik ($\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$), $\omega = 2\pi f$ frekuensi sudut (rad/s), a percepatan partikel atau molekul dalam jaringan (m/s^2), dan f_k gaya gesekan (N).

Dari persamaan (2.63) diperoleh bahwa efek mekanik akibat pemaparan gelombang ultrasonik tergantung pada percepatan partikel, getaran vibrasi tekanan dan gaya gesek serta tekanan pancaran.

2.3.2.8 Mekanisme Interaksi Gelombang Ultrasonik Dalam Medium

Interaksi gerak gelombang ultrasonik dalam suatu medium berhubungan dengan tingkat intensitas. Efek biologis gelombang ultrasonik disebabkan oleh salah satu atau kombinasi efek termal, efek kavitasi, dan efek mekanik. Kalor menimbulkan pelebaran pembuluh darah merangsang aktivitas sel, peningkatan permeabilitas membran sel dan kapiler. Umumnya kalor dan kavitasi hanya berhubungan dengan intensitas tinggi.

Perusakan sel-sel biologis dalam suspensi terjadi apabila ada kavitasi. Telah diduga bahwa apakah parameter medan akustik lain atau mungkin pemanasan yang berkaitan dengan kavitasi dapat menyebabkan perusakan sel. Misalnya diakui bahwa tekanan akustik atau kecepatan dan percepatan partikel lokal dapat menyebabkan perubahan sel (Sutiono, 1982).

Jika intensitas berkas sonik ditingkatkan maka terjadi sejumlah efek yang berhubungan tidak linier atau tidak sederhana dengan tekanan akustiknya. Efek-efek ini antara lain penyearahan tekanan dan kecepatan bolak-balikkan yang mengakibatkan terjadinya arus aliran kontinu. Makin besar intensitas gelombang, tegangan longitudinal makin besar. Bila radiasi gelombang ultrasonik merambat melalui jaringan biologis,

maka tegangan pada membran mikroorganisme pada medium tersebut makin besar, sehingga probabilitas inaktivasi (kematian) mikroorganisme menjadi besar. Untuk inaktivasi mikroorganisme digunakan gelombang ultrasonik berfrekuensi tinggi. Makin tinggi frekuensi makin kecil panjang gelombang, sehingga makin pendek jarak rapatan dan regangan. Gelombang ultrasonik berinteraksi dengan jaringan terutama dengan getaran mikroskopik partikel jaringan (Cameron dan Skofronick, 1978).

Jika radiasi gelombang ultrasonik merambat melalui membran mikroorganisme maka di sekitar membran timbul daerah rapatan dan regangan yang menyebabkan beda tekanan pada bidang batas sehingga terjadi tegangan di bidang batas tersebut. Bila melampaui ambang tekanan pada mikroorganisme maka membran atau sitoplasma rusak sehingga mikroorganisme mengalami kematian atau inaktivasi.

2.4 Biofilm

Biofilm terdiri dari sel-sel mikroorganisme yang melekat erat ke suatu permukaan sehingga berada dalam keadaan diam (*sessil*), tidak mudah lepas atau berpindah tempat (*irreversible*). Pelekatan ini, seperti pada bakteri disertai oleh penumpukan bahan-bahan organik yang diselubungi oleh matrik polisakarida ekstraseluler (EPS) yang dihasilkan oleh bakteri tersebut. Matrik ini berupa struktur benang-benang bersilang satu sama lain yang dapat berupa perekat bagi biofilm (Characklis dan Marshall, 1990). Selain bakteri, biofilm juga dapat terdiri dari mikroorganisme lainnya, seperti jamur, khamir, dan ganggang.

Biofilm terbentuk khususnya secara cepat dalam sistem yang mengalir dimana suplai nutrisi tersedia secara teratur bagi bakteri. Pertumbuhan bakteri secara ekstensif disertai oleh sejumlah besar EPS, menyebabkan pembentukan lapisan berlendir (biofilm) yang dapat dilihat dengan mata telanjang pada permukaan baik biotik maupun abiotik.

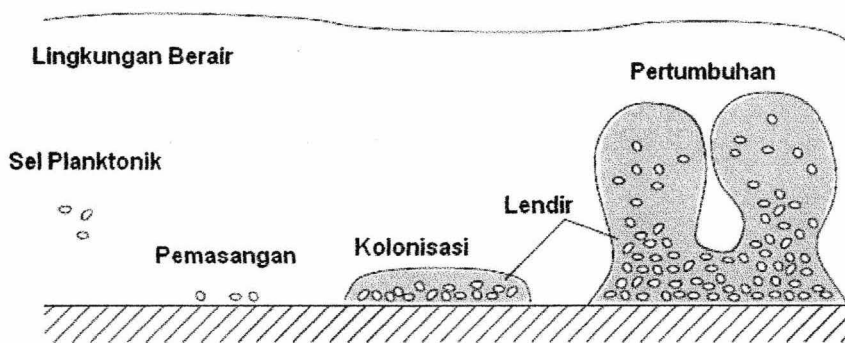
Bakteri di habitat alamiah umumnya dapat eksis dalam dua lingkungan fisik yang berbeda, yaitu keadaan planktonik, berfungsi secara individu dan keadaan diam (*sesil*) dimana dia melekat ke suatu permukaan membentuk biofilm dan berfungsi sebagai komunitas yang bekerjasama dengan erat (Characklis dan Marshall, 1990; Sihorkar dan Vyas, 2001; Jamilah, 2003).

2.4.1 Faktor yang mempengaruhi pembentukan biofilm

Biofilm terbentuk karena adanya interaksi antara bakteri dan permukaan yang ditempeli. Interaksi ini terjadi dengan adanya faktor-faktor yang meliputi kelembaban permukaan, makanan yang tersedia, pembentukan matrik ekstraseluler (*exopolimer*) yang terdiri dari polisakarida, faktor-faktor fisikokimia seperti interaksi muatan permukaan dan bakteri, ikatan ion, ikatan Van Der Waals, pH dan tegangan permukaan serta pengkondisian permukaan. Terbentuknya biofilm adalah karena adanya daya tarik antara kedua permukaan (*psikokimia*) dan adanya alat yang menjembatani pelekatan (*matrik eksopolisakarida*) (Oh dan Marshall, 1995; Jamilah, 1996).

Pembentukan biofilm dimulai ketika pemasangan/pelekatan bakteri planktonik pada permukaan padat (seperti pada Gambar 2.21). Dalam beberapa waktu, bakteri mulai membelah dan suatu *monolayer* (satu-lapisan) bakteri terbentuk pada permukaan.

Setelah menempel pada permukaan, bakteri aktif membentuk *slime* (lendir) ekstraseluler dan bakteri berkembang membentuk *multilayers* (banyak-lapisan) dengan matrik. Pada waktu berikutnya, biofilm tumbuh tegak lurus ke permukaan berbentuk formasi *mushroom* (cendawan) yang disebut dengan mikrokoloni. Diantara mikrokoloni memiliki ruang saluran air yang berfungsi untuk penyaluran nutrisi pada dasar koloni (Cense, 2005).

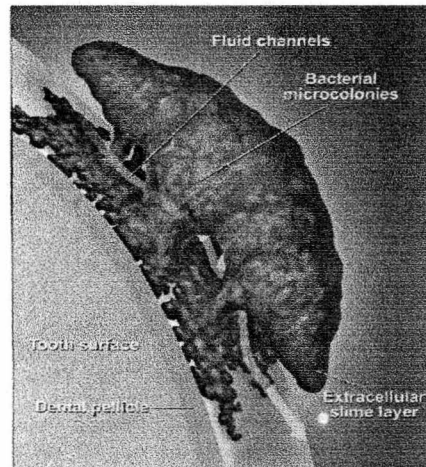


Gambar 2.21 Tahapan proses pembentukan biofilm (Cense, 2005)

Biofilm adalah suatu bentuk mekanisme pertahanan sel. Berdasarkan studi *invitro*, mereka dapat menghindari serangan pertahanan inang. Contohnya sulit untuk sel fagosit untuk menelan bakteri dalam bentuk biofilm. Biofilm juga lebih resistan dibandingkan dengan sel planktonik terhadap agen antibakteri. Contohnya khlorinasi biofilm sering tidak berhasil sebab biosidal hanya membunuh bakteri pada lapisan luar biofilm, sedangkan bakteri bagian dalam tetap sehat dan biofilm dapat berkembang. Penggunaan ulang agen antibakteri di antara biofilm meningkatkan resistensinya terhadap biosida (Jamilah, 1996).

2.4.2 Dental Plaque Biofilm

Mikroorganisme, terutama mikroba (jamur, protozoa, dan bakteri) sudah ada (*survive*) dalam lingkungan pada permukaan gigi, gusi atau *gingival epithelium*, dan di dalam rongga mulut membentuk koloni mikroorganisme yang disebut dengan *dental plaque biofilm* (seperti diilustrasikan pada Gambar 2.22),



Gambar 2.22 Dental plaque biofilm, ilustrasi konseptual dari struktur biofilm (Niel-Gehrig dan Willimann, 2003)

Suatu komunitas biofilm meliputi mikrokoloni bakteri, suatu lapisan lendir ekstraseluler, saluran fluida, dan suatu sistem komunikasi primitif. Properti dasar suatu struktur biofilm adalah sebagai penyertaan bakteri satu sama lain pada suatu permukaan, mereka terikat bersama-sama membentuk *sessile*, mikrokoloni berbentuk cendawan (*mushroom*) pada permukaan pada suatu dasar sempit. Masing-masing mikrokoloni adalah suatu komunitas kecil yang mandiri berisi beribu-ribu bakteri *compatibel* (dapat dipertukarkan), mikrokoloni berbeda berisi kombinasi spesies bakteri berbeda. Bakteri di pusat suatu mikrokoloni tinggal di suatu lingkungan *anaerobic*, sedangkan bakteri yang

lain di tepi dari saluran fluida tinggal di suatu lingkungan *aerobic*. Begitu struktur biofilm menyediakan suatu range lingkungan hidup dengan berbeda pH, ketersediaan bahan makanan (*nutrient*), dan konsentrasi oksigen, dimana bakteri dengan kebutuhan fisiologis berbeda dapat *survive*. Lapisan lendir ekstraseluler adalah suatu penghalang yang melingkupi berbentuk cendawan (*mushroom-shaped*) mikrokoloni bersifat melindungi bakteri. Lapisan lendir melindungi mikrokoloni bakteri dari antibiotik, antimikroba, dan mekanisme pertahanan inang.

Satu rangkaian saluran fluida (*fluid channel*) menembus lapisan lendir ekstraseluler. Saluran fluida ini menyediakan bahan makanan (*nutrien*) dan oksigen untuk mikrokoloni bakteri dan memudahkan Bergeraknya metabolitis bakteri, sisa buangan, dan enzim di dalam struktur biofilm. Masing-masing mikrokoloni bakteri menggunakan sinyal bahan kimia untuk menciptakan suatu sistem komunikasi primitif yang digunakan untuk berkomunikasi dengan mikrokoloni yang lain.

2.4.2.1 Pembentukan Dental Plaque Biofilm

Dental plaque biofilm melekat secara kenyal pada permukaan gigi, jaringan implant, dan peralatan medis. Pemahaman formasi, komposisi, dan karakteristik menyangkut *plaque biofilm* dapat membantu dalam pengontrolannya. Tahap pembentukan dari plaque dapat dijelaskan sebagai berikut: Pembentukan *pellicle*, suatu bentuk lapisan tipis bakteri bebas setelah permukaan gigi dibersihkan dalam beberapa menit. Tahap pemasangan/pelekatan (*Attachment*), dalam beberapa jam pemasangan bakteri terbentuk pada *pellicle* dan disekitar lapisan lendir (Niel-Gehrig dan Willimann,

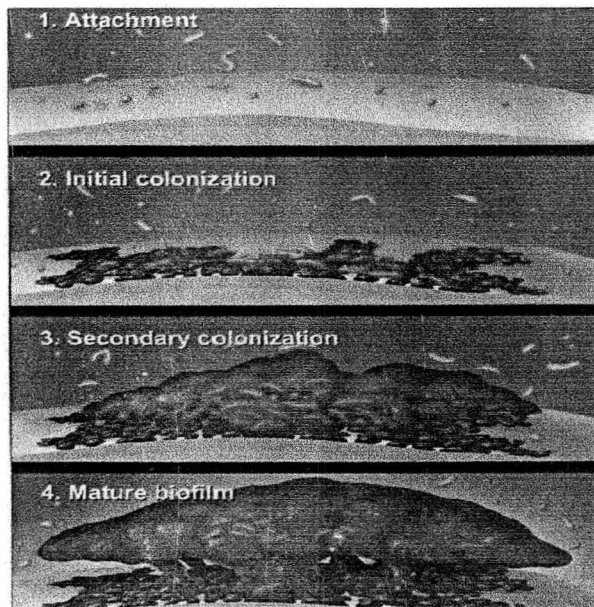
2003). Menurut Mohart, *et al.*, (1980), pembentukan plak dapat dibagi menjadi tiga tahap, yaitu :

1. Dalam hitungan detik, sebuah lapisan yang sangat tipis ion dan protein yang secara alamiah berada didalam air liur (*saliva*) mengikat enamel. Lapisan ini disebut dengan *pellicle*, yang memiliki ketebalan berkisar antara 1 μ m sampai 10 μ m. Pelekatan pada permukaan enamel begitu kuat, *pellicle* tidak bisa dihilangkan dengan penyikatan gigi normal.
2. Setelah 2 – 4 jam, kehadiran bakteri klinis dapat ditunjukkan pada permukaan gigi. Terutama bakteri khusus pada lapisan *pellicle*, yaitu streptokokus. Kolonisasi pelekatan pada *pellicle* dipengaruhi oleh gaya Van der Waals, ikatan hidrogen, interaksi elektrostatis, dan interaksi hidrofobik. Pertumbuhan berkaitan dengan produksi lendir yang terdiri dari polisakarida dan terutama air. Awalnya bakteri tumbuh pada *monolayer* (satu-lapisan), kemudian terbentuk mikrokoloni (kelompok bakteri). Setelah sekitar delapan jam, bakteri tumbuh tegak lurus pada permukaan gigi.
3. Berbagai penyerbu sekunder menembus ke dalam massa plaque setelah 48 jam. Metabolisme perubahan plaque menyebabkan terjadi selektivitas bakteri. Ketika jumlah oksigen dalam lapisan tebal plaque berkurang, maka spesies aerobik secara bertahap digantikan oleh organisme anaerobik.

Pola pengembangan plaque biofilm (seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2.23) dapat dibagi menjadi beberapa tahap besar, yaitu pemasangan bakteri pada suatu permukaan

padat, pembentukan mikrokoloni pada permukaan, dan pembentukan dewasa, subgingival plaque biofilm (Niel-Gehrig dan Willimann, 2003).

Pemasangan awal bakteri dimulai dengan pembentukan *pellicle*. Pelikel adalah suatu pelapisan tipis dari protein *salivary* (air liur) yang terpasang pada permukaan gigi dalam beberapa menit setelah pembersihan secara profesional. Pelikel bertindak seperti isolatip dua sisi, mempertahankan permukaan gigi pada satu sisi dan pada sebelah sisi yang lain menyediakan suatu permukaan lengket yang memudahkan pemasangan bakteri pada permukaan gigi.



Gambar 2.23 Pola pengembangan biofilm. Langkah-langkah biofilm menjadi dewasa: 1) Tahap pemasangan, 2) Kolonisasi awal, 3) Kolonisasi sekunder, dan 4) Biofilm dewasa. (Niel-Gehrig dan Willimann, 2003)

Bakteri yang melekat pada pelikel menghubungkan satu sama lain dengan beratus-ratus struktur seperti rambut yang disebut dengan *fimbriae*. Bakteri yang melekat tersebut mulai memproduksi unsur yang merangsang bakteri bebas lain untuk

bergabung dengan komunitas itu, di dalam beberapa hari yang pertama dimana tidak ada pembersihan yang dilakukan, maka permukaan gigi adalah kolonisasi sebagian besar bakteri, terutama spesies streptokokus. Pemasangan pada permukaan padat tersebut merangsang bakteri mengeluarkan suatu lapisan lendir ekstraseluler pada permukaan dan menyediakan perlindungan untuk bakteri, sehingga terjadi pembentukan mikrokoloni pada permukaan gigi. Berikutnya bakteri yang berkembang biak mulai untuk tumbuh menjauh dari permukaan gigi. Waktu pengandaan plaque cepat di awal pengembangan dan lebih lambat pada saat biofilm dewasa. Bunga (*blooms*) adalah periode ketika spesies spesifik atau kelompok dari spesies tumbuh pada tingkat dipercepat. Satu detik gelombang dari koloni bakteri bertahan pada bakteri yang telah terkait dengan pelikel itu. Bakteri bersama-sama membentuk *sessil*, mikrokoloni berbetuk cendawan (*mushroom shaped*) yang terikat pada permukaan gigi pada suatu dasar sempit menjadi formasi *array kompleks* dari bakteri yang berbeda dihubungkan satu sama lain.

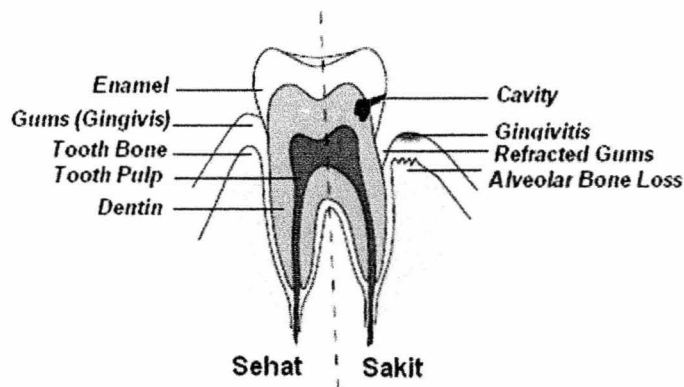
Menurut Carranza, *et al.*, (2006), komposisi matrik *plaque biofilm* terdiri dari produk-produk organik dan anorganik. Bahan organik dari matrik antara lain albumin berasal dari cairan sukus, lipid terdiri dari selaput bakteri dan sel inang juga berasal dari sisa-sisa makanan, glikoprotein dari *saliva* (air liur) merupakan komponen penting dari *pellicle*, polysaccharides diproduksi oleh bakteri adalah bentuk dominan dan berkontribusi pada bagian organik dari matriks yang memiliki peran penting dalam menjaga integritas biofilm.

Komponen anorganik *plaque biofilm* sebagian besar adalah kalsium dan fosfor, termasuk juga kalium, natrium, dan fluoride. Sumber anorganik *plaque biofilm* terutama

berasal dari air liur. Peningkatan kandungan mineral *plaque biofilm*, maka massa *plaque biofilm* menjadi kaku dan membentuk kalkulus. Kalkulus sering ditemukan pada pertumbuhan gigi yang berdekatan dengan saluran ludah, dan mencerminkan tingginya konsentrasi mineral yang tersedia dari air liur di daerah tersebut.

2.4.2.2 Dampak Negatif *Dental Plaque Biofilm*

Lapisan luar gigi (seperti pada Gambar 2.24) terdiri dari enamel merupakan substansi yang paling keras dalam tubuh manusia, terdiri dari kristal hidroksi apatit kalsium. Material ini sangat keras dan rapuh, karena sensitif terhadap asam.



Gambar 2.24 Tampilan gigi dan jaringannya, bagian sebelah kiri untuk yang sehat dan sebelah kanan untuk yang sakit (Cense, 2005)

Karies (kerusakan/pembusukan gigi) adalah suatu proses di mana enamel secara harfiah dilarutkan dalam asam. Asam ini merupakan produk limbah dari anaerobik metabolisme gula oleh bakteri tertentu yang hadir dalam *dental plaque biofilm* (Cense, 2005).

Dental plaque biofilm juga merupakan penyebab penyakit radang pada gusi (*gingivitis*), yang merupakan jaringan lunak di sekitar gigi. Lima dari sepuluh orang dipengaruhi oleh *gingivitis* (Baehni dan Bourgeois, 1998). Radang gusi dapat diakui sebagai jaringan gusi yang terlihat merah dan bengkak, yang mudah berdarah pada waktu menyikat atau flossing. Dalam banyak kasus penyakit ini tidak menyakitkan, sehingga perlahan-lahan dapat berkembang menjadi suatu penyakit periodontal (*Periodontitis*) yang merupakan infeksi pada tulang gigi (tulang *alveolar*). Menurut data epidemiologi dari Organisasi Kesehatan Dunia, periodontitis adalah masalah utama menyebabkan kehilangan gigi untuk orang tua dari 40 tahun (World Health Organization, 1997).

2.4.2.3 Pencegahan *Dental Plaque Biofilm*

Secara sederhana *dental plaque biofilm* dapat dicegah pengembangannya yang tidak terkendali, dengan cara menyeka (menghapus) secara teratur dan memadai untuk membatalkan atau mengganggu pemasangannya pada suatu permukaan gigi. Sikat gigi merupakan perangkat yang paling baik dan efektif untuk menghilangkan *dental plaque biofilm* pada permukaan gigi, jika digunakan secara baik dan benar serta dalam jumlah waktu yang memadai (Straub, *et al.*, 1998). Umumnya tempat pertumbuhan *plaque biofilm* yang menyebabkan kerusakan gigi dan penyakit, paling banyak ditemukan diantara celah pada gigi, retakan kecil dan penyimpangan di atas permukaan molar (Menghini *et al.*, 1998). Alat pembersih seperti sikat gigi, benang gigi, dan larutan pembilas mulut tidak bisa secara maksimal membersihkan *plaque biofilm* yang sudah

terlanjur terbentuk pada celah yang paling dalam diantara gigi dan bidang gigi. Pada keadaan ini pemakaian alat bantu pembersih tersebut dapat memakan waktu lama dan rumit, dan jika menggunakan teknik *flossing* (dengan benang gigi) yang tidak tepat dapat menyebabkan kerusakan gusi. Untuk mengatasi masalah tersebut beberapa teknik pembersihan *plaque biofilm* telah dikembangkan, di antaranya adalah dengan sistem ultrasonik dan sistem laser (Laurence, 2006).

Efek biologi ultrasonik pada jaringan hidup terutama dipengaruhi oleh efek termal (akibat pemanasan) atau efek mekanis (karena kavitasi). Indek mekanik adalah besaran yang terkait dengan potensi efek kavitasi. Didefinisikan sebagai rasio (perbandingan) tekanan puncak negatif maksimum (yang merupakan dasar perhitungan kuantitas pada redaman medan ultrasonik oleh jaringan antara transduser dan lokasi tertentu dalam tubuh sepanjang sumbu berkas) dengan akar kuadrat dari frekuensi ultrasonik. Untuk frekuensi yang lebih tinggi, tekanan bisa lebih tinggi mengakibatkan indek mekanik yang sama (Cense, 2005). Intensitas dalam W/m^2 terkait dengan amplitudo tekanan suara P seperti pada Persamaan 2.60, dinyatakan dengan :

$$I = \frac{|P|^2}{2\rho v} = \frac{P_{rms}^2}{\rho v} \quad (2.64)$$

dengan ρ adalah densitas, v adalah kecepatan bunyi, dan P_{rms} adalah tekanan *root mean square* (akar kuadrat rerata). FDA (*Food and Drug Administration*) dan AIUM (*American Institute of Ultrasound in Medicine*) memberikan panduan untuk daya maksimum dan indek mekanik pada ultrasonik dalam aplikasi medis. Untuk ultrasonik

diagnostik, intensitas rata-rata tidak boleh melebihi 720 mW/cm^2 dan indeks mekanik seharusnya tidak melebihi 1.9 (US Food and Drug Administration, 1997).

Penggunaan laser dalam bidang medis terutama pada kedokteran gigi telah banyak dilakukan. Penerapan pada jaringan keras untuk menghilangkan dampak negatif *dental plaque biofilm* pada dental enamel, dentin, atau tulang gigi, biasa menggunakan laser yang memiliki intensitas tinggi seperti Nd:YAG (*neodymium: yttrium, aluminum, garnet*), Ho:YAG (*holmium: yttrium, aluminum, garnet*), dan Er:YAG (*erbium: yttrium, aluminium, garnet*). Pada jaringan lunak, seperti *gingivitis* (radang gusi) akibat *dental plaque biofilm*, dapat diterapi dengan menggunakan laser CO₂ dengan daya 1-2 W pada posisi fokus, sehingga dapat menghilangkan *dental plaque biofilm*.

Penggunaan laser terapi intensitas rendah yang bekerja pada daya rendah, dapat diterapkan sebagai *analgesic* (pengobatan alternatif), *anti-inflammatory* (anti-pembengkakan), dan efek biomodulasi (pembawa informasi pada pengamatan obyek biologi dan medis, misalnya pada CLSM digunakan laser He-Ne, laser Argon, dan laser Dioda). Pada beberapa literatur khusus terapi laser intensitas rendah sering juga disebut dengan LLLT (*Low Level Laser Therapy*) dan digunakan sebagai *state-of-the-art method* (suatu metode perumusan), seperti penggunaan pada laser dioda GaAlAs atau laser He-Ne (Todea, 2004).

2.5 Prinsip Pengolahan *Image* (Citra)

Bentuk informasi yang paling mudah diterima oleh manusia adalah *image* (citra). Walaupun proses pemahaman manusia cepat, namun indera penglihatan manusia

memiliki keterbatasan. Manusia hanya dapat melihat sedikit saja cahaya yang ada disekitarnya (Variani, 2000; Haerudin, 2002; Ginting, 2002; Apsari, 2009).

Secara umum citra berarti gambaran dari objek sebenarnya. Dalam media visual dua dimensi (2D), citra dibedakan menjadi dua kelompok berdasarkan berbagai elemen penyusunnya, yaitu (Marihot, 1994; Apsari, 2009) :

1. Citra analog adalah citra $f(x,y)$ dengan (x,y) menyatakan koordinat, baik dalam domain spasial ataupun frekuensi, dan f menyatakan kecerahan (*brightness*) yang nilainya riil dan tidak terbatas.
2. Citra digital adalah citra $f(x,y)$ dengan (x,y) menyatakan koordinat, baik dalam domain spasial ataupun frekuensi, dan f menyatakan kecerahan yang nilainya tercatu dan terbatas.

Komputer hanya mengerti dan mampu mengolah informasi dalam bentuk sinyal digital. Oleh sebab itu sebelum citra analog diproses dalam komputer digital, maka citra tersebut harus diubah dulu menjadi citra digital melalui proses *digitizer* (digitasi). Contoh *digitizer* antara lain adalah *scanner*, mikrodensitometer, camera vidicon.

Informasi visual yang menyusun sebuah citra direpresentasikan oleh komputer digital sebagai kumpulan titik yang tersusun dalam matrik atau larik dua dimensi. Setiap titik disebut *pixel* (*picture element*) dan setiap piksel dipetakan oleh satu atau lebih bit dalam memori komputer. Masing-masing bit berhubungan dengan gerbang elektronika yang dapat dibuka atau ditutup, dinyatakan dengan tegangan tinggi (bernilai 1) dan tegangan rendah (dianggap bernilai 0). Perubahan terhadap komposisi nilai dalam setiap bit dapat menyebabkan perubahan tampilan warna dalam layar monitor.

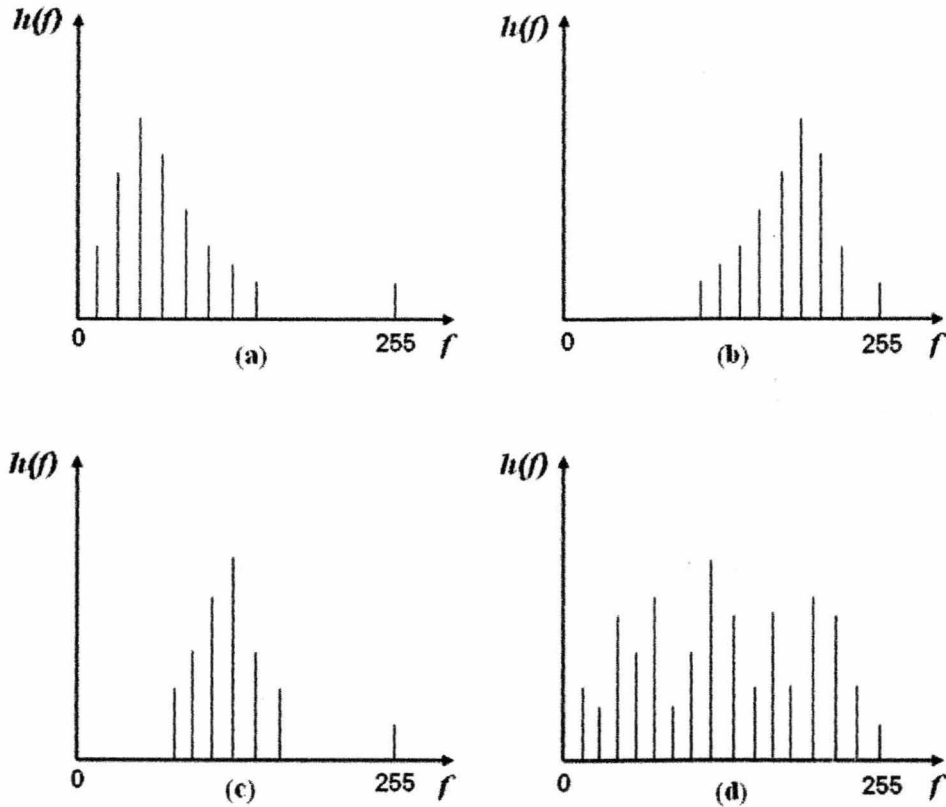
Warna piksel yang ditampilkan pada layar monitor merupakan campuran dari intensitas tiga cahaya primer, yaitu merah-hijau-biru (*RGB/Red-Green-Blue*). Oleh sebab itu, nomor warna (I) tersusun dari tiga nomor warna primer, yaitu merah (R), hijau (G), dan biru (B). Setiap nomor warna primer menginformasikan intensitas cahaya (I) dalam menyusun suatu warna yang nilainya berkisar dari 0 hingga 255 pada resolusi 8 bit. Warna citra ditampilkan dalam berbagai tingkat keabuan (*grey level*).

Intensitas citra f pada koordinat (x,y) disebut dengan tingkat keabuan (I), dengan I terletak pada jangkauan $I_{min} \leq I \leq I_{max}$. Jangkauan antara tingkat keabuan terendah (I_{min}) hingga tingkat keabuan tertinggi (I_{max}) disebut dengan skala keabuan (*gray scale*). Nomor warna untuk setiap tingkat keabuan tersusun atas tiga nomor warna primer dengan nilai yang sama. Biasanya $I_{min} = 0$ menunjukkan warna hitam, dan $I_{max} = I$ menunjukkan warna putih (Gonzales dan Woods, 1993; Apsari, 2009).

Tingkat keabuan citra di setiap titik di dalam ruang koordinat citra sebanding dengan intensitas cahaya (I), yaitu $f(x,y) \propto I$; dalam ruang citra dua dimensi (2D) atau $f(x,y,z) \propto I$; dalam ruang citra tiga dimensi (3D). Dengan $f(x,y)$ dan $f(x,y,z)$ adalah tingkat keabuan citra. Citra sebagai sarana tampilan visual dari benda yang diwakilinya, menampilkan citra distribusi tingkat keabuan yang bervariasi di setiap titik di dalamnya.

Histogram adalah grafik fungsi dari distribusi frekuensi tingkat keabuan citra yang menggambarkan kuantitas piksel citra sebagai fungsi tingkat keabuannya (Variani, 2000; Ginting, 2002; Gonzales dan Woods, 1993; Apsari, 2009). Histogram tingkat keabuan citra memberikan informasi secara global tentang kecerahan dan kontras citra. Dari citra berukuran $N \times N$, dengan fungsi distribusi frekuensi tingkat keabuan

$h(f(x,y))$ sebagai fraksi jumlah piksel tingkat keabuan $f(x,y)$ dalam range $0 < h(f(x,y)) < N^2$ dan $0 < f(x,y) < 255$ diperoleh berbagai karakteristik tampilan citra seperti diilustrasikan pada Gambar 2.25.

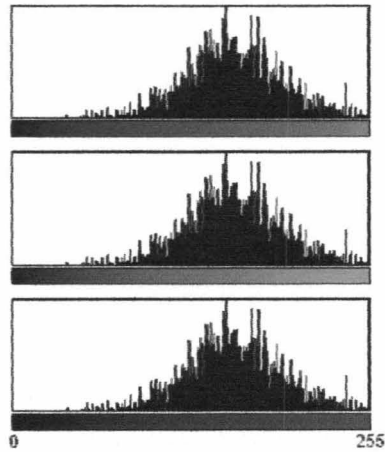


Gambar 2.25 Bentuk histogram untuk berbagai sebaran tingkat keabuan beserta tampilan citra (Apsari, 2009).

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

Untuk keperluan diagnosis suatu obyek melalui citra sebagai media pengamatan diperlukan sistem pengolah citra yang tidak saja mampu menghasilkan citra digital yang menyerupai citra analog, namun juga mampu melakukan pengolahan lebih lanjut bagi

kepentingan analisis dan interpretasi secara lebih teliti (Marihhot, 1994; Apsari, 2009). Pada citra warna, dapat pula dibuat histogram pada masing-masing warna dasar RGB (seperti pada Gambar 2.26).



Gambar 2.26 Histogram dari citra warna

BAB III KERANGKA KONSEPTUAL PENELITIAN

BAB III

KERANGKA KONSEPTUAL PENELITIAN

3.1 Kerangka Konseptual Penelitian

Ketika berkas koheren yang berasal dari sinar laser dikenakan pada permukaan bahan, maka terbentuklah pola interferensi yang khas dalam bentuk suatu *granular* (butiran) bernama spekel (Goodman, 2007). Pola spekel merupakan pola distribusi intensitas dengan variasi acak dalam indeks bias yang teramati ketika berkas laser melalui obyek medium atau permukaan medium bahan, yang digunakan untuk mendapatkan informasi fisis tentang suatu bahan atau permukaan suatu bahan (Rabal dan Braga, 2009).

Pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel diamati dengan menggunakan konfigurasi difraksi agar mendapatkan fungsi penyebaran (distribusi) titik amplitudo atau intensitas. Pola spekel sangat tergantung pada *setup* (susunan) sistem optik (Rabal dan Braga, 2009). Terdapat empat komponen utama dalam sistem optis, yaitu sumber cahaya, media transmisi, detektor, dan *display visual* (penampil). Metode akusto-optik adalah salah satu di antara sistem optik yang mengkombinasikan akustik dan optik dalam satu perangkat (Chivukula, *et al.*, 2007; Wang, 2004). Dengan mengaplikasikan sistem pencitraan akusto-optik pada media sampel biologi, maka pola radiasi dapat diamati dalam bentuk pola spekel oleh hamburan berkas laser yang secara serempak diberi gelombang ultrasonik pada sampel (Selb, *et al.*, 2001).

Aplikasi sistem pencitraan optik dengan menggunakan metode akusto-optik adalah berdasarkan pada efek akusto-optik, yaitu modulasi optis oleh pengaruh gelombang akustik (Selb, *et al.*, 2001; Chivukula, *et al.*, 2007). Pada umumnya, efek akusto-optik dihasilkan oleh gelombang ultrasonik terhadap bahan yang bersifat optis. Gelombang ultrasonik yang merambat pada sampel akan menghasilkan *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan) yang merupakan perubahan indeks bias secara periodik (Gies dan Poon, 2002; Pollack, 2002).

Sistem pencitraan optis dengan metode akusto-optik yang menggunakan sumber laser *continuous wave* (CW) dari laser He-Ne merupakan sumber cahaya laser dengan intensitas rendah dari cahaya tampak. Sumber cahaya laser He-Ne jika diaplikasikan pada obyek biologis, menyebabkan terjadinya proses *nonperturbing* (tidak mengganggu) atau tidak memiliki efek nyata pada sampel. Radiasi laser dengan intensitas rendah yang diterapkan sebagai efek biomodulasi (pembawa informasi pada pengamatan obyek biomedis) tidak mempengaruhi mekanisme adaptasi dari biosistem dan tidak mengaktifkan *homeostasis* (kemampuan organisme hidup mengatur lingkungan internal untuk mempertahankan kondisi tetap stabil), sehingga memungkinkan untuk mempelajari proses yang terjadi dalam obyek hidup tanpa ada gangguan yang serius dalam kehidupannya (Tuchin, 1993). Media transmisi akusto-optik adalah media tempat merambatnya berkas optik dari sumber laser, kemudian menyentuh sampel yang dipengaruhi oleh frekuensi akustik sebagai pengendali sampel, dan teramati oleh detektor. Detektor yang digunakan adalah detektor yang sensitif terhadap cahaya yaitu detektor CCD (*Charge-Coupled Devices*). *Display visual* (penampil) dari detektor

digunakan sistem komputer untuk menampilkan pencitraan spekel dan menganalisis citra dengan sistem *optical image processing* (pengolahan citra optik), sehingga diperoleh kontras spekel.

Pola spekel dalam sistem biologis, dapat digunakan untuk mempelajari biomolekular, biomaterial, sel, jaringan (*tissue*), organisme, atau mikroorganisme. Pencitraan akusto-optik dalam media atau jaringan biologi sangat penting, karena dapat menyediakan informasi kontras sangat sensitif, yang memungkinkan sebagai sarana pendeteksian akibat pengaruh vibrasi akustik khususnya ultrasonik pada jaringan (Selb, *et al.*, 2001; Wang, 2004).

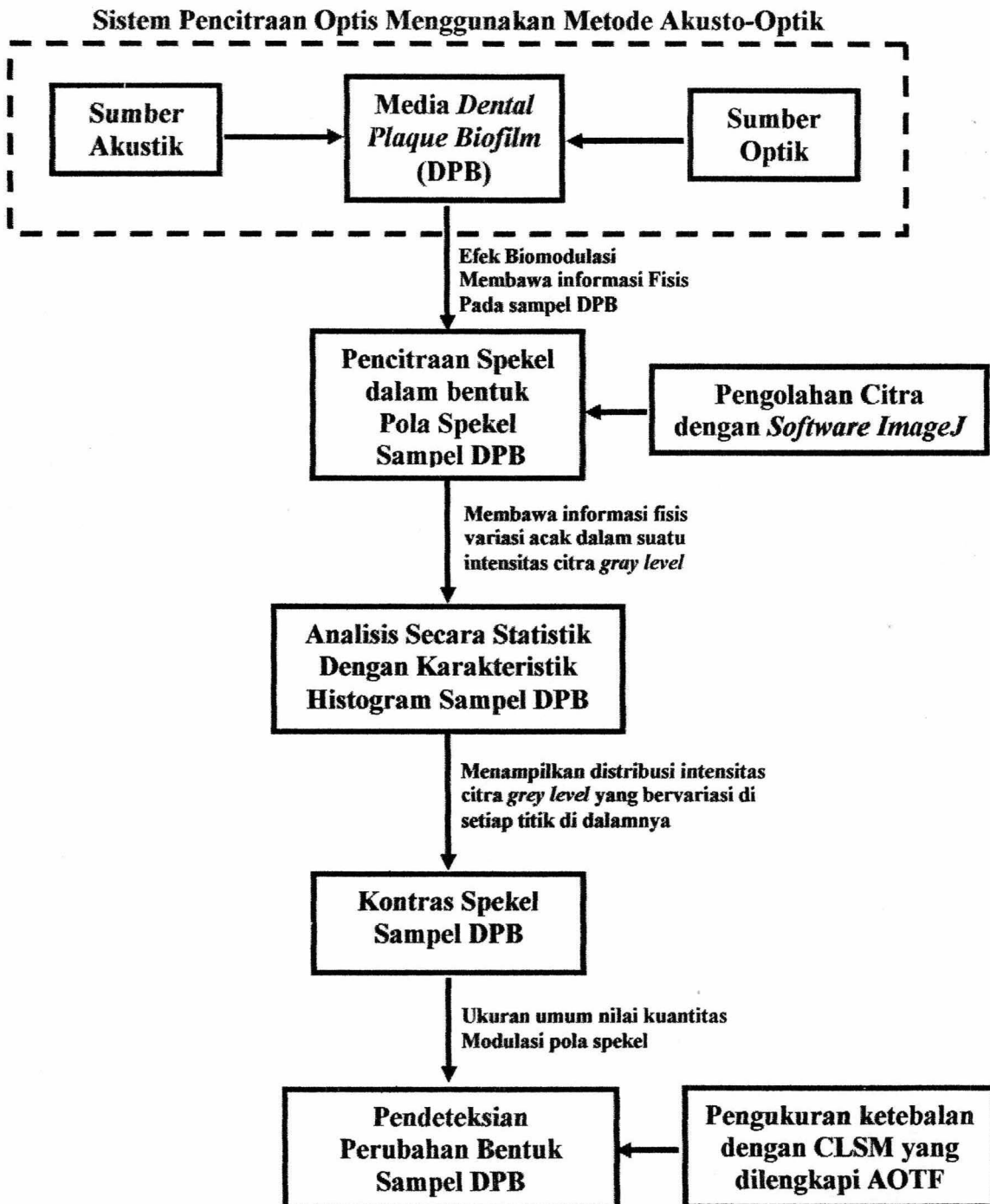
Penelitian efek biofotonik dan ultrasonik terhadap mikroorganisme dengan tujuan pengendalian dan pemanfaatan, pada umumnya dilakukan pada sel mikroorganisme yang planktonik. Mikroorganisme dalam bentuk planktonik, di dalam lingkungan hidupnya membentuk koloni mikroorganisme yang disebut dengan biofilm (Sihorkar dan Vyas, 2001). Plak gigi merupakan contoh biofilm, dan sering disebut dengan *dental plaque biofilm* (Gurenlian, 2007; Cense, 2005; Niel-Gehrig dan Willimann, 2003; Overman, 2000).

Aplikasi sistem pencitraan akusto-optik pada *dental plaque biofilm* akan diperoleh *speckle imaging* (pencitraan spekel) dalam bentuk pola spekel yang membawa informasi fisis dengan variasi acak. Analisis secara statistik pola spekel dengan menggunakan *image processing* (pengolahan citra) akan memperoleh karakteristik histogram yang menampilkan distribusi intensitas citra *grey level* (tingkat keabuan) yang bervariasi di setiap titik di dalamnya, sehingga dapat ditentukan kontras spekel. Kontras

spekel merupakan ukuran umum dari modulasi pola spekel dalam pencitraan spekel dengan menggunakan metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm*, sehingga dapat dideteksi perubahan bentuk *dental plaque biofilm* akibat pengaruh frekuensi akustik. Untuk pengukuran dan pengamatan sampel *dental plaque biofilm*, sebagai pembanding maka digunakan *Confocal Laser Scanning Microscopy* (CLSM) yang dilengkapi dengan *Acousto Optic Tunable Filters* (AOTF).

Secara skematik kerangka konseptual penelitian dan skema sistem pencitraan optis dengan menggunakan metode akusto-optik yang dikembangkan, dapat diperlihatkan seperti pada Gambar 3.1 dan Gambar 3.2.

3.2 Skema Kerangka Konseptual



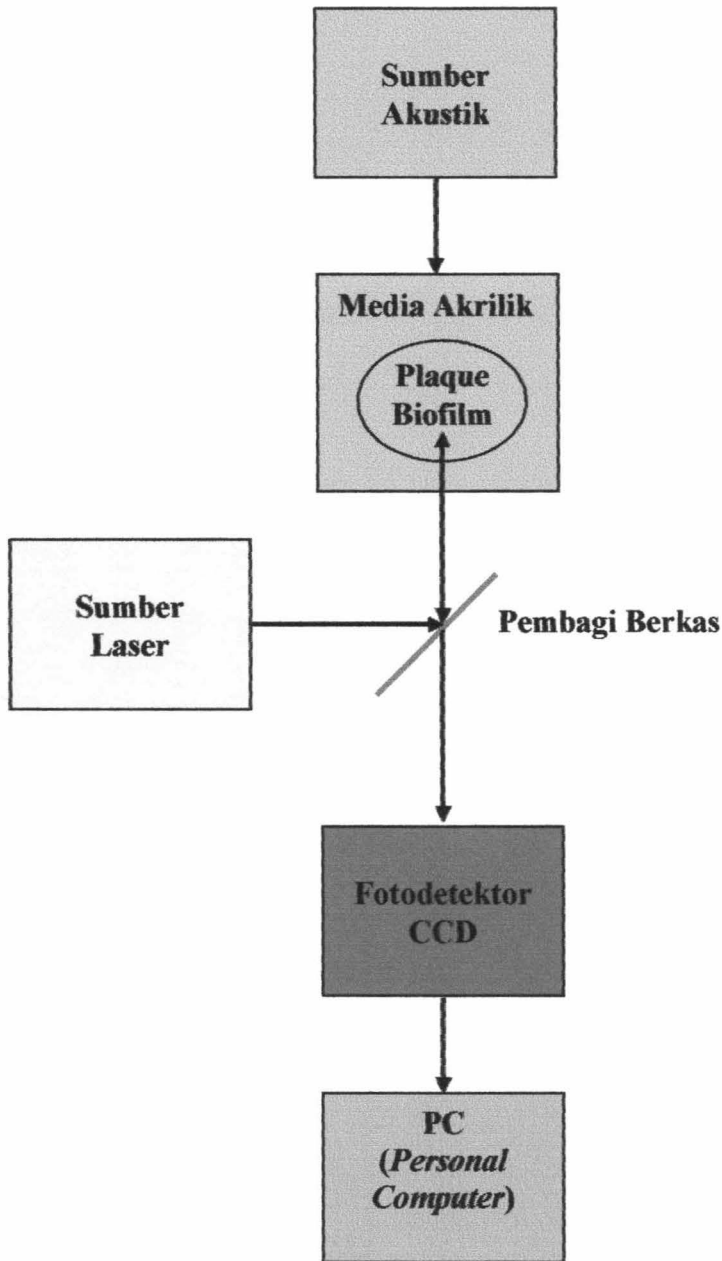
Gambar 3.1 Kerangka Konseptual Penelitian

3.3 Hipotesis Penelitian

Berdasarkan pada kerangka konseptual, dapat dirumuskan hipotesis penelitian sebagai berikut:

1. Penerapan sistem pencitraan akusto-optik pada *dental plaque biofilm* dapat menghasilkan pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel.
2. Pola spekel sampel *dental plaque biofilm* dapat dianalisis dengan menggunakan pengolahan citra sehingga menghasilkan kontras spekel.
3. Pemberian frekuensi akustik pada sampel *dental plaque biofilm* mempengaruhi perubahan kontras spekel.

Sistem Pencitraan Optik Menggunakan Metode Akusto-Optik



Gambar 3.2 Kerangka konseptual sistem pencitraan akusto-optik

- = Komponen pemancar cahaya
- = Komponen media transmisi
- = Komponen detektor
- = Komponen *display visual* (penampil)

BAB IV METODE PENELITIAN

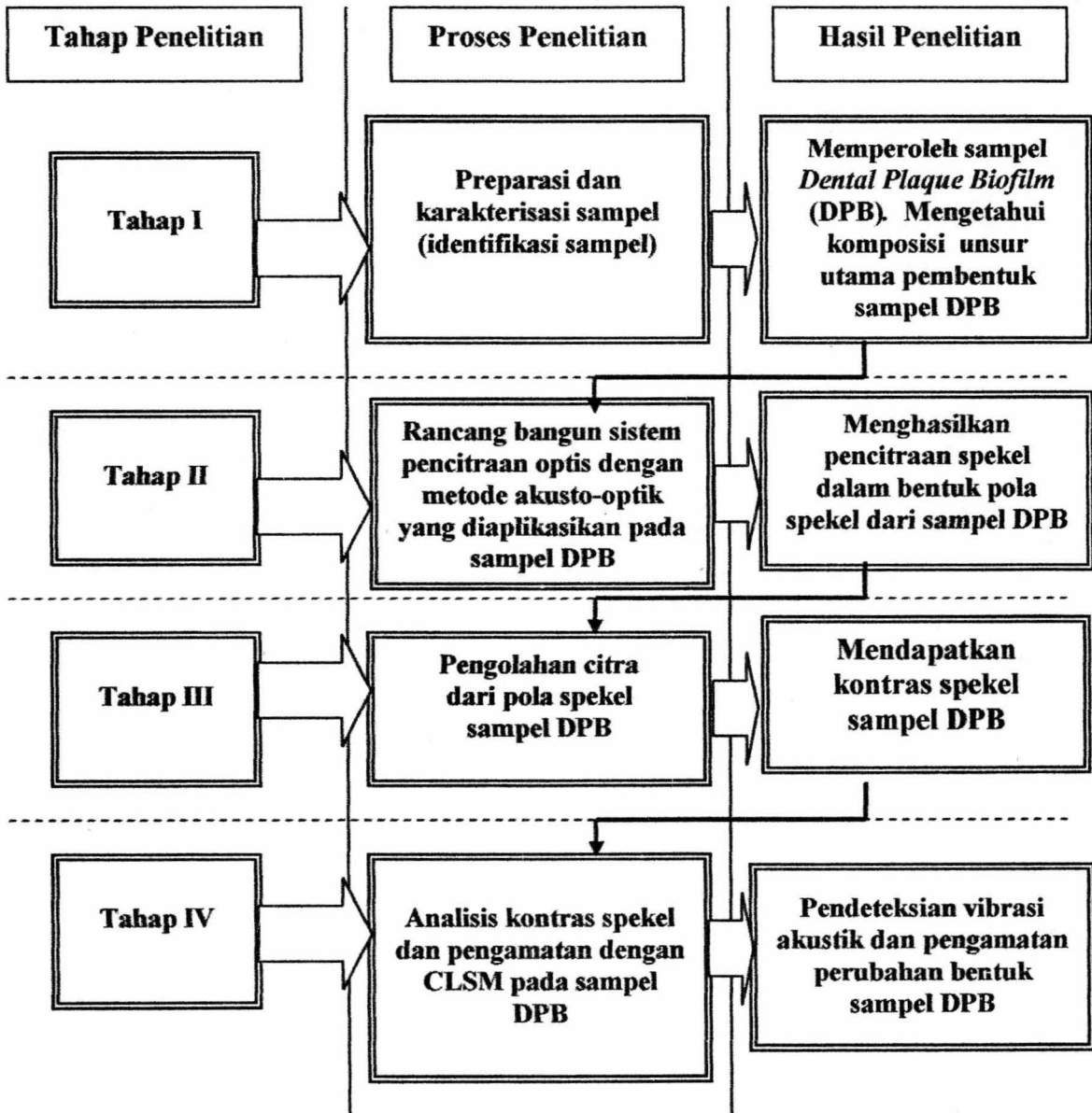
BAB IV

METODE PENELITIAN

Penelitian ini merupakan pengembangan dan pengintegrasian sistem pencitraan optis dengan menggunakan metode akusto-optik yang akan menghasilkan pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel pada suatu *dental plaque biofilm*. Pola spekel dianalisis dengan menggunakan pengolahan citra akan menghasilkan kontras spekel. Perbedaan kontras spekel dapat digunakan untuk mendeteksi dan menganalisis perubahan bentuk *dental plaque biofilm* akibat pengaruh vibrasi akustik. Untuk pengukuran dan pengamatan sampel *dental plaque biofilm*, sebagai pembanding maka digunakan CLSM yang dilengkapi AOTF. Secara garis besar penelitian dibagi menjadi empat tahap, yaitu :

1. Tahap Penelitian I : Preparasi (penyiapan) sampel dan karakterisasi sampel *dental plaque biofilm* yang akan digunakan pada penelitian.
2. Tahap Penelitian II : Rancang bangun penyusunan sistem pencitraan optis dengan menggunakan metode akusto-optik yang akan menghasilkan pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel.
3. Tahap Penelitian III : Pengolahan citra dari pola spekel untuk mendapatkan kontras spekel.
4. Tahap Penelitian IV : Analisis kontras spekel untuk pendeteksian vibrasi akustik dan perubahan bentuk *dental plaque biofilm*, serta pengamatan dan pengukuran dengan menggunakan CLSM.

Adapun bagan kerangka operasional keseluruhan tahap penelitian disajikan pada Gambar 4.1.



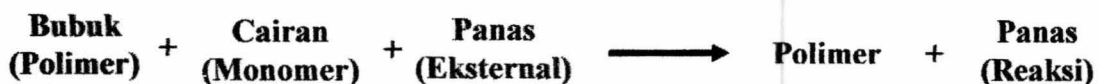
Gambar 4.1 Kerangka Operasional Penelitian

4.1 Penelitian Tahap I : Preparasi dan Karakterisasi Sampel

Penelitian tahap pertama ini merupakan preparasi (penyiapan) sampel dan karakterisasi atau proses pengidentifikasian sampel *dental plaque biofilm* yang akan dideteksi dan diamati pada penelitian.

4.1.1 Bahan Penelitian

Bahan yang diperlukan dalam penelitian tahap preparasi dan karakterisasi sampel ini adalah bahan tempat peletakkan sampel atau media tempat melekatnya plaque biofilm terbuat dari bahan akrilik atau yang disebut dengan nama kimianya *Poly Methyl Methacrylate* (PMMA). Bahan ini secara luas telah banyak dipakai dalam kedokteran gigi untuk berbagai keperluan. Bahan ini terdiri dari cairan (monomer) *methyl methacrylate* yang dicampur dengan bubuk polimer (Manappallil, 2008) dengan reaksi polimerisasi secara sederhana dinyatakan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Reaksi polimerisasi PMMA

Bahan polimer sintesis dari *methyl methacrylate* ini bersifat *thermoplastic* (melunak bila dipanaskan dan mengeras bila didinginkan), namun tidak menjadi penghalang penggunaannya dalam kedokteran gigi terutama pada gigi tiruan lepasan. Karakteristik optis dari akrilik tidak hanya transparan atau dapat meneruskan cahaya, tetapi akrilik dapat juga memantulkan cahaya. Akrilik memiliki sifat *density* (kerapatan/kepadatan),

strength (kekuatan), dan *hardness* (kekerasan) yang khas sehingga bahan ini mudah dibuat menjadi berbagai bentuk (Anusavice, 2003). Akrilik juga memiliki kelembaban rendah, mudah dibersihkan, dan tahan terhadap pemutih, asam encer, alkali, serta tahan terhadap serangan mikrobiologi dan pelapukan.

4.1.2 Alat Penelitian

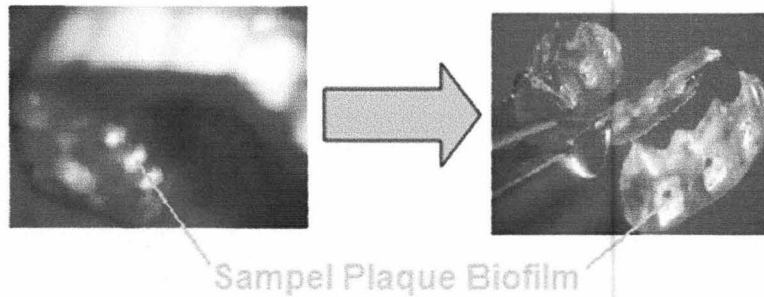
Peralatan yang digunakan dalam penelitian Tahap I meliputi peralatan preparasi sampel dan sistem instrumen perangkat pengujian karakteristik sampel spesimen *dental plaque biofilm*. Pada pengujian karakteristik tiap-tiap sampel *dental plaque biofilm*, dengan menggunakan peralatan *Atomic Absorption Spectroscopy* (AAS) ZEEnit 700 AnalytikJena untuk mengukur komposisi komponen utama yang terdapat pada *dental plaque biofilm*. Perangkat preparasi dan pengujian karakteristik sampel diperlihatkan pada Gambar Lampiran I.1 dan I.2.

4.1.3 Tempat Penelitian

Tempat penelitian tahap preparasi dan karakteristik sampel dilakukan pada beberapa lokasi, yaitu Laboratorium Departemen Prostodonsia dan Program Studi D3TKG FKG UNAIR Surabaya, untuk mencetak model dan membuat tempat peletakkan sampel dari bahan akrilik. Balai Besar Laboratorium Kesehatan Surabaya untuk pengujian karakteristik komposisi sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan peralatan *Atomic Absorption Spectroscopy* (AAS).

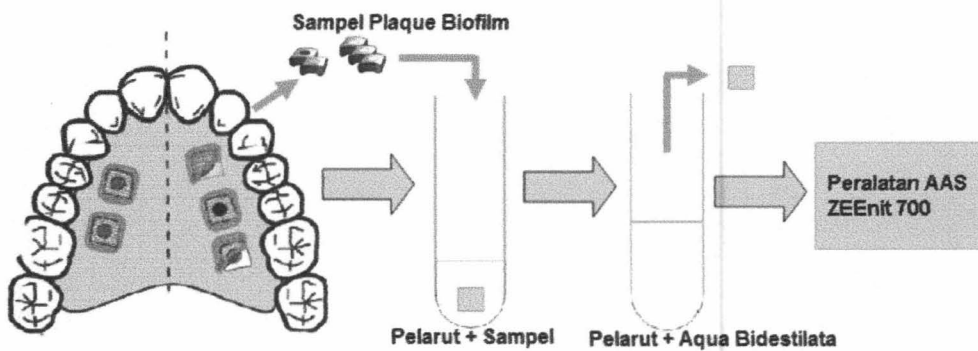
4.1.4 Prosedur Penelitian

Preparasi sampel *dental plaque biofilm* dikembangkan secara *in-vitro* pada media akrilik. Proses pengambilan sampel *dental plaque biofilm* dilakukan secara *in-situ*, yaitu diambil langsung dari rongga mulut, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Proses pengambilan sampel *dental plaque biofilm* berasal dari rongga mulut

Sampel *dental plaque biofilm* yang berasal dari mulut, diatur lamanya waktu pengambilan dengan variasi 2 jam, 4 jam dan 6 jam.



Gambar 4.4 Proses karakterisasi sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan peralatan AAS

Proses karakterisasi sampel dengan menggunakan AAS (*Atomic Absorption Spectroscopy*) seperti diperlihatkan pada Gambar 4.4, sehingga dapat dilakukan pengukuran konsentrasi dari komposisi komponen utama yang terdapat pada *dental plaque biofilm*, di antaranya adalah Kalsium (Ca), Kalium (K), dan Natrium (Na) (Carranza, *et al.*, 2006). Proses dilakukan dengan cara, sampel spesimen *dental plaque biofilm* dilarutkan dengan pelarut aseton 1 ml dalam tabung reaksi. Setelah larut spesimen dikeluarkan dan ditambahkan 2/3 bagian aqua bidestilata ke dalam tabung reaksi dengan batas maksimum 4 cc, baru kemudian dianalisis dengan menggunakan peralatan AAS.

4.2 Penelitian Tahap II : Rancang Bangun Sistem Pencitraan Optis dengan Metode Akusto-Optik untuk menghasilkan Pencitraan Spekel dalam bentuk Pola Spekel

Penelitian Tahap II ini adalah rancang bangun atau penyusunan sistem pencitraan optis pada sampel *dental plaque biofilm*. Sistem ini dilakukan dengan cara mengintegrasikan (menggabungkan) perangkat akustik dengan perangkat optik ke dalam satu perangkat atau yang lebih dikenal dengan sebutan metode akusto-optik, sehingga diperoleh pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel dari sampel tersebut.

4.2.1 Bahan Penelitian

Bahan penelitian yang digunakan untuk dideteksi pada Tahap II ini adalah sampel *dental plaque biofilm* yang telah dipreparasikan (disiapkan) pada penelitian tahap I.

4.2.2 Peralatan Penelitian

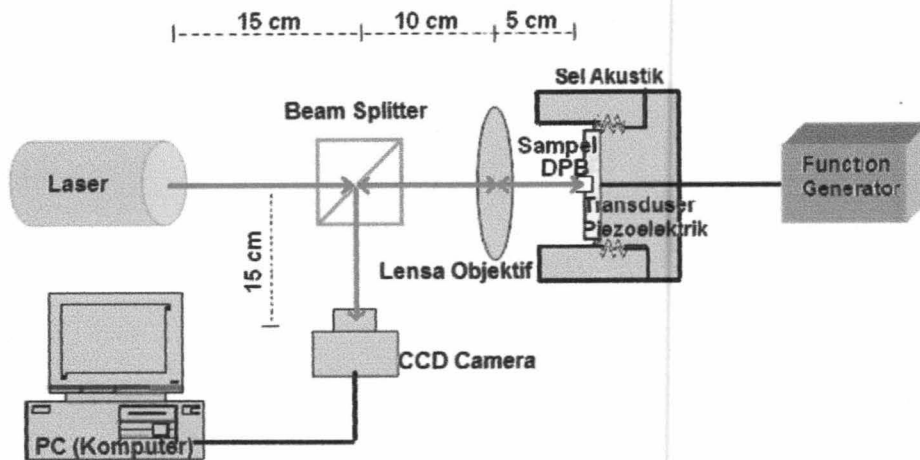
Peralatan penelitian Tahap II ini meliputi perangkat vibrasi (getaran) akustik, terdiri dari peralatan pembangkit frekuensi akustik (*Function Generator/FG*) VOM VFG-3060 60MHz yang ditampilkan pada Gambar Lampiran I.3. Sel akustik tempat peletakkan sampel *dental plaque biofilm* yang dilengkapi dengan transduser piezoelektrik untuk mengkonversi sinyal listrik dari FG menjadi sinyal vibrasi akustik yang dikenakan pada sampel *dental plaque biofilm* (karakteristik transduser piezoelektrik diperlihatkan pada Gambar Lampiran II.1). Adapun perangkat optik terdiri dari komponen-komponen peralatan yang digunakan, yaitu sumber laser He-Ne dengan $\lambda = 633$ nm menghasilkan daya output 0.1 - 100 mW seri AV1673/1043, *beam splitter* (pembagi berkas) Pascco model 05-8501, lensa objektif 40/0.65-160/0.17, meja anti getar, detektor CCD camera 30 fps (*frame per second*), dan dilengkapi *Personal Computer* (PC) dengan *software Ulead VideoStudio-7* sebagai komponen *display visual* yang berfungsi merekam dan menampilkan pola spekel.

4.2.3 Tempat Penelitian

Penelitian rancang bangun penyusunan suatu sistem pencitraan optis pada *dental plaque biofilm* dengan menggunakan metode akusto-optik untuk mendapatkan pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel ini dilakukan di Laboratorium Optik dan Optoelektronika Departemen Fisika FMIPA ITS Surabaya.

4.2.4 Prosedur Penelitian

Rancang bangun sistem pencitraan optis dengan metode akusto-optik, yaitu dengan cara penggabungan komponen peralatan akustik dengan komponen peralatan optik dalam satu perangkat. Perangkat pendeteksian ini digunakan untuk pengujian sampel *dental plaque biofilm* yang telah dipreparasikan, seperti yang disajikan pada Gambar 4.5.



Gambar 4.5 Susunan peralatan pengujian sampel *dental plaque biofilm* (DPB) dengan metode akusto-optik pencitraan spekel

Prosedur penelitian pada tahap ini, sampel *dental plaque biofilm* digetarkan pada frekuensi akustik oleh perangkat akustik. Hal ini dilakukan untuk mendapatkan informasi fisis yang menyeluruh dari kondisi sampel oleh pengaruh vibrasi akustik. Pengintegrasian dengan menggunakan perangkat optik, sinyal atau informasi yang dibawa oleh sampel dapat dideteksi dengan cara meluruskan atau melewatkan berkas laser dengan menggunakan *beam splitter* dan lensa obyektif, lalu berkas mengenai sampel dan dideteksi dengan menggunakan detektor CCD camera. Kemudian hasil yang diperoleh detektor direkam dengan menggunakan *software Ulead VideoStudio-7* pada

Personal Computer (PC) dalam bentuk citra video 320x240 piksel, dan ditampilkan dalam bentuk pola spekel.

4.3 Penelitian Tahap III : Pengolahan citra dari pola spekel untuk mendapatkan kontras spekel

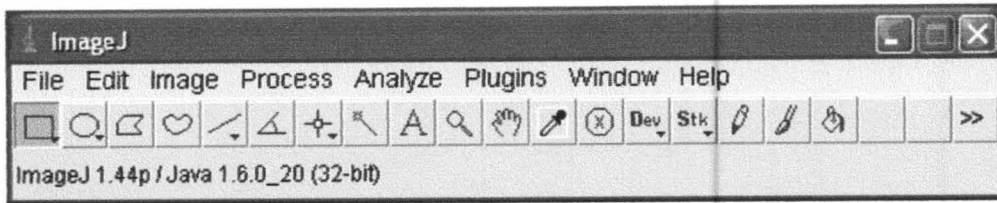
Penelitian tahap ini merupakan kelanjutan dari penelitian tahap-tahap sebelumnya. Pola spekel yang diperoleh dari penelitian tahap II merupakan hasil pencitraan spekel dengan metode akusto-optik pada *dental plaque biofilm*. Pola spekel dapat diolah dengan menggunakan *image processing* (pengolahan citra) melalui karakterisasi histogram intensitas *gray level* (tingkat keabuan) dari citra, sehingga dapat ditentukan kontras spekel dari sampel *dental plaque biofilm*.

4.3.1 Bahan Penelitian

Bahan penelitian tahap ini adalah pola spekel yang diperoleh dari sampel *dental plaque biofilm* dalam bentuk citra video 320x240 piksel yang dideteksi dengan menggunakan metode akusto-optik.

4.3.2 Peralatan Penelitian

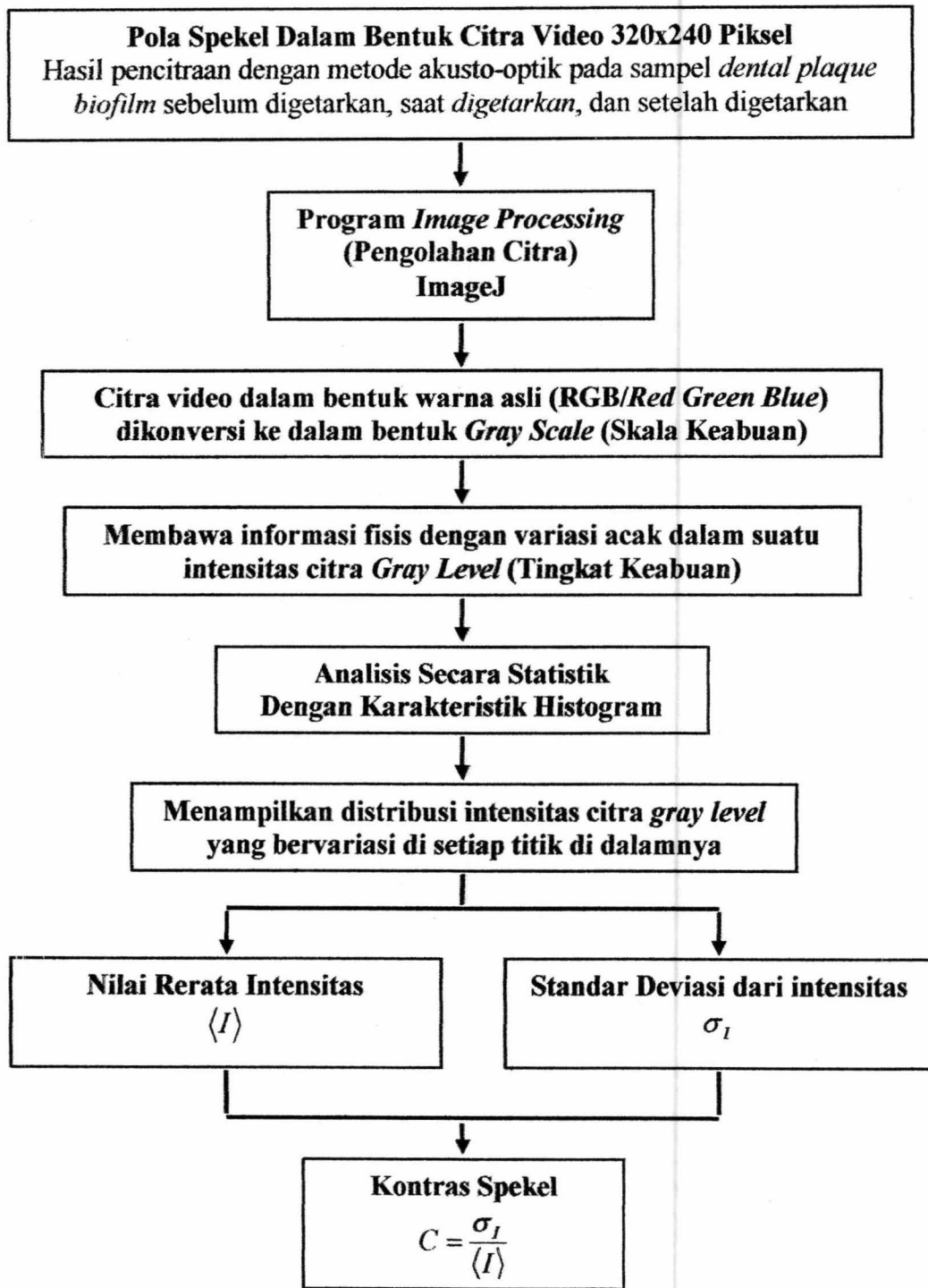
Peralatan penelitian pada tahap ini adalah *Personal Computer* (PC), dilengkapi dengan *software ImageJ* yang merupakan program *image processing* (pengolahan citra) ditulis dalam bahasa pemrograman *Java*. Program pengolahan citra ini dapat dijalankan dengan sistem operasi Windows, Linux, MacOSX, Solaris, even PDAs (Rasban, 2009). Tampilan utama *software ImageJ* disajikan pada Gambar 4.6.



Gambar 4.6 Tampilan utama *software ImageJ*

4.3.3 Definisi Operasional

1. *Image* (citra) adalah gambaran dari objek sebenarnya dalam bentuk informasi yang paling mudah diterima oleh manusia.
2. *Piksel* (*picture element*) adalah kumpulan titik yang tersusun dalam matrik atau larik dua dimensi sebagai informasi visual penyusun sebuah citra yang direpresentasikan oleh komputer digital.
3. *RGB* (*red green blue*) adalah warna piksel yang ditampilkan pada layar monitor merupakan campuran dari intensitas tiga cahaya primer, yaitu merah (R), hijau (G), dan biru (B).
4. *Gray scale* adalah warna piksel yang ditampilkan pada layar monitor yang hanya terdiri dari satu intensitas cahaya primer, yaitu dalam skala keabuan.
5. *Gray level* adalah intensitas citra dalam menyusun suatu warna primer yang nilainya berkisar dari 0 hingga 255, yaitu warna citra ditampilkan pada suatu tingkat keabuan.
6. *Histogram* adalah grafik fungsi dari distribusi frekuensi tingkat keabuan citra yang menggambarkan kuantitas piksel citra sebagai fungsi tingkat keabuannya.



Gambar 4.7 Kerangka Operasional Penelitian Tahap Pengolahan Citra Untuk Mendapatkan Kontras Spekel

4.3.4 Prosedur Penelitian

Adapun prosedur penelitian pada tahap ini (bagan penelitian secara umum disajikan pada Gambar 4.7) adalah :

1. Menyiapkan pola spekel dalam bentuk citra video 320x240 piksel hasil pencitraan spekel dengan menggunakan metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm* sebelum digetarkan, pada saat digetarkan, dan setelah digetarkan oleh pengaruh frekuensi akustik.
2. Mengubah atau mengkonversi dengan menggunakan program pengolahan citra *ImageJ*. Citra video dalam bentuk warna asli (*Red-Green-Blue/RGB*) dikonversi ke dalam bentuk *gray scale* (skala keabuan).
3. Memperoleh pola spekel yang membawa informasi fisis dengan variasi acak dalam suatu intensitas citra *gray level* (tingkat keabuan) yang nilainya berkisar dari 0 hingga 255.
4. Menganalisis secara statistik pola spekel variasi acak tersebut dengan menggunakan program pengolahan citra *ImageJ*.
5. Memperoleh karakteristik histogram yang menampilkan distribusi intensitas citra tingkat keabuan yang bervariasi di setiap titik di dalamnya, sehingga dapat ditentukan nilai rerata intensitas $\langle I \rangle$ dan standar deviasi (simpangan baku) dari intensitas σ_I di dalam suatu citra spekel.
6. Menghitung kontras spekel C yang didefinisikan sebagai $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$, dimana $\langle I \rangle$ adalah nilai rerata intensitas, dan σ_I adalah simpangan baku dari intensitas.

4.4 Penelitian Tahap IV : Analisis Modulasi Pola Spekel dengan menggunakan Kontras Spekel dan Pengamatan dengan CLSM untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik dan Pengamatan Perubahan Bentuk *Dental Plaque Biofilm*

Penelitian tahap IV ini adalah analisis modulasi pola spekel (yang membawa informasi secara fisis) dapat dilakukan dengan menentukan kuantitas citra dari kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm*. Kontras spekel merupakan ukuran umum dari modulasi pola spekel dalam pencitraan spekel dengan menggunakan metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm*, sehingga dapat dideteksi vibrasi (getaran) akustik dan perubahan bentuk pada *dental plaque biofilm*. Untuk pengukuran dan pengamatan sampel *dental plaque biofilm*, sebagai pembanding maka digunakan CLSM (*Confocal Laser Scanning Microscopy*).

4.4.1 Bahan Penelitian

Bahan penelitian yang digunakan untuk dianalisis adalah sampel *dental plaque biofilm* yang sudah dipreparasi (disiapkan), yaitu dikembangkan secara *in-vitro* pada media akrilik, dan sampel diambil langsung dari rongga mulut dengan lamanya waktu pengambilan divariasikan 2 jam, 4 jam dan 6 jam (seperti dilakukan pada penelitian pada tahap I).

4.4.2 Peralatan Penelitian

Peralatan penelitian yang digunakan adalah perangkat pencitraan akusto-optik untuk mendapatkan pola spekel (perangkat penelitian pada tahap II), perangkat pengolahan citra dan analisis secara statistik dengan karakteristik histogram untuk

menghasilkan kontras spekel (perangkat penelitian pada tahap III), dan kalkulator atau program excel untuk menghitung kontras spekel yang merupakan kuantitas dari citra. Ditambah dengan perangkat CLSM FV1000 Olympus yang dilengkapi *Acousto Optic Tunable Filter* (AOTF), seperti ditampilkan pada Gambar Lampiran I.4 dan spesifikasinya pada Gambar Lampiran II.2.

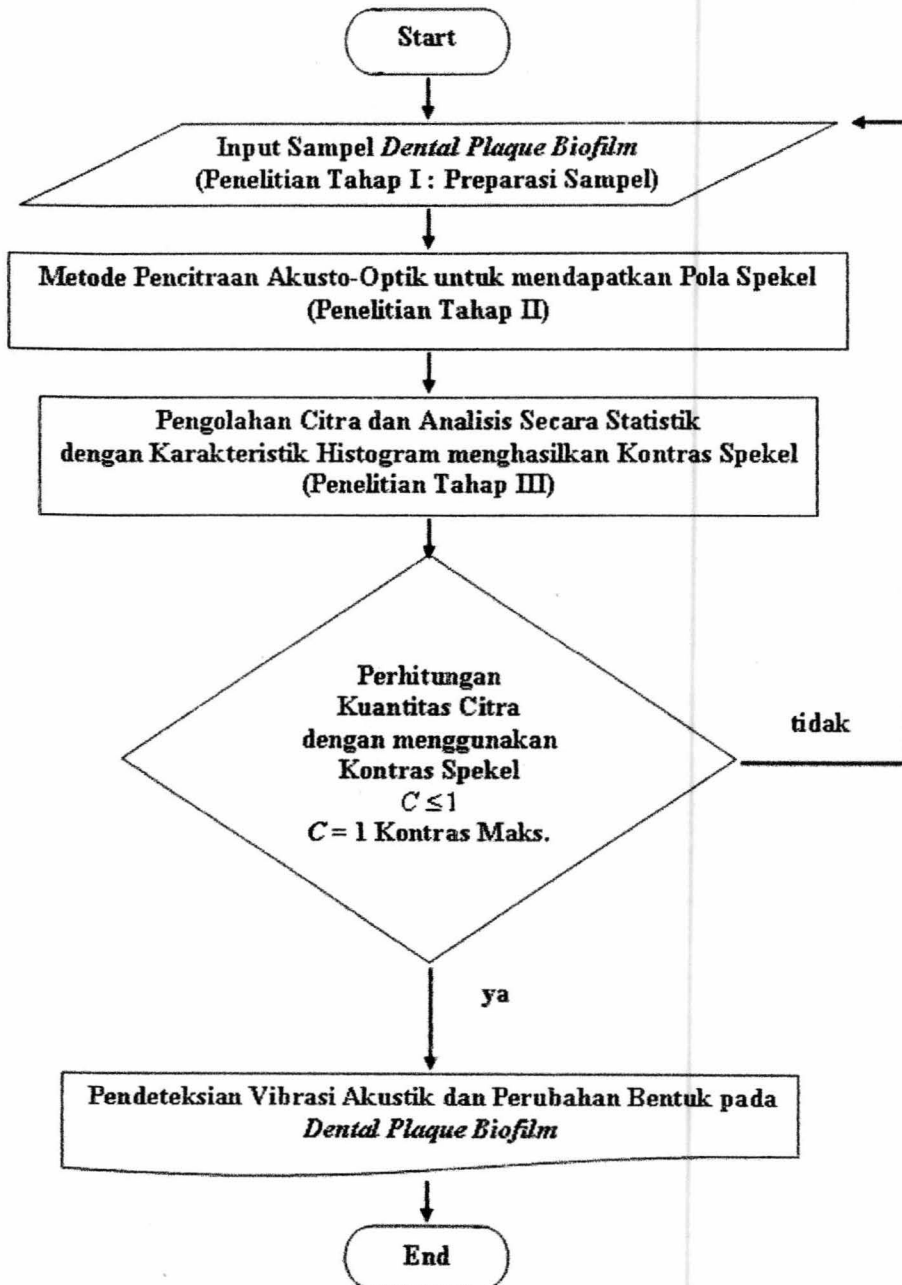
4.4.3 Tempat Penelitian

Penelitian analisis modulasi pola spekel dengan menggunakan kontras spekel dilakukan di Laboratorium Optik dan Optoelektronika Departemen Fisika FMIPA ITS Surabaya. Sedangkan pengamatan dengan CLSM dilakukan di Laboratorium Sentral Ilmu Hayati Universitas Brawijaya Malang.

4.4.4 Prosedur Penelitian

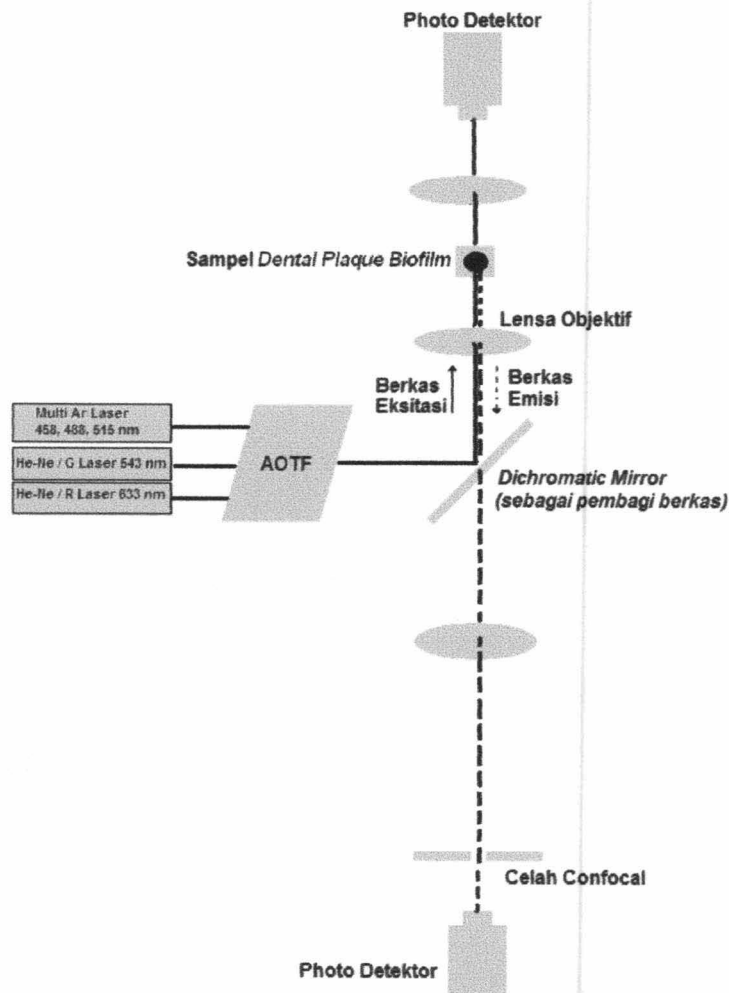
Penelitian Tahap IV ini adalah merupakan proses analisis dari keseluruhan penelitian yang telah dilakukan, yaitu mulai dari tahap preparasi sampel (Tahap I), rancang bangun perangkat pencitraan akusto-optik untuk memperoleh pola spekel (Tahap II), sampai dengan pengolahan citra untuk mendapatkan kontras spekel (Tahap III). Analisis modulasi pola spekel dapat dilakukan dengan menghitung kontras spekel yang merupakan kuantitas citra dari suatu sampel. Kontras spekel C didefinisikan sebagai rasio (perbandingan) antara simpangan baku dari intensitas σ_I dengan nilai rerata intensitas $\langle I \rangle$, atau dinyatakan dengan $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$. Kontras spekel memiliki rasio

lebih kecil sama dengan satu ($C \leq 1$), dan ketika rasio sama dengan satu ($C = 1$) maka kontras dikatakan maksimum (Rabal dan Braga, 2009). Bentuk *flowchart* (diagram alir) dari keseluruhan penelitian Tahap IV disajikan pada Gambar 4.8.



Gambar 4.8 Bentuk *flowchart* dari Penelitian Analisis Modulasi Spekel dengan menggunakan Kontras Spekel

Prosedur untuk pengukuran dan pengamatan ketebalan sampel *dental plaque biofilm*, sebagai pembanding pengamatan digunakan CLSM yang dilengkapi perangkat AOTF. Prinsip kerjanya diperlihatkan pada Gambar 4.9.



Gambar 4.9 Prinsip Kerja dari CLSM untuk Pengujian Sampel *Dental Plaque Biofilm*

AOTF berfungsi sebagai filter pengatur (*tunable*) untuk memodulasi sinar laser dari satu atau lebih sumber (laser Argon, laser He-Ne/Green, dan laser He-Ne/Red). Pada

penelitian ini, untuk menyesuaikan dengan penelitian yang dilakukan maka digunakan sumber laser He-Ne/Red dengan panjang gelombang 633 nm.

Setelah melewati AOTF berkas cahaya koheren yang dipancarkan oleh sistem laser (*sumber eksitasi*) dapat diposisikan pada *dichromatic mirror* menyebabkan berkas laser terpantul mengenai sampel, sehingga seluruh sampel dalam bidang fokus dapat diamati dan *berkas eksitasi* tersebut terus menembus sampel menjadi *berkas transmisi*, sehingga dapat di deteksi langsung dengan unit fotodetektor transmisi. Sedangkan berkas yang dipancarkan titik-titik pada sampel yang merupakan *berkas emisi* kembali melalui *dichromatic mirror* dan terfokus sebagai titik *confocal* (fokus) pada celah lubang kecil detektor dan *berkas emisi* dideteksi oleh fotodetektor. Berkas yang dideteksi oleh detektor dapat diolah, melalui unit pengolahan pada CLSM, sehingga sampel *dental plaque biofilm* dapat diukur dan diamati citranya.

BAB V HASIL PENELITIAN

BAB V

HASIL PENELITIAN

Pada bagian ini akan disajikan hasil penelitian aplikasi pola spekel akusto-optik untuk pendeteksian vibrasi akustik pada media *dental plaque biofilm*, yang merupakan studi *in-vitro dental plaque biofilm*. Beberapa hasil penelitian yang diperoleh, secara garis besar meliputi karakteristik dari komposisi unsur utama sampel *dental plaque biofilm*, bentuk pola spekel dari pencitraan spekel dengan metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm*, bentuk karakteristik histogram pola spekel dari sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan pengolahan citra dan analisis untuk memperoleh kontras spekel, dan penghitungan nilai kontras spekel yang merupakan ukuran kuantitas citra dari sampel *dental plaque biofilm* akibat pengaruh vibrasi akustik, serta hasil pengamatan dan pengukuran dengan menggunakan CLSM sebagai pembandingan pengamatan pada sampel *dental plaque biofilm*.

5.1 Karakterisasi Sampel *Dental Plaque Biofilm*

Sampel *dental plaque biofilm* dikembangkan pada media akrilik. Pengambilan sampel berasal dari rongga mulut, dengan variasi waktu pengambilan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, juga terdapat sampel tanpa perlakuan (sampel 0 jam, ini sebagai kontrol perlakuannya). Hasil penelitian karakteristik terhadap berbagai sampel tersebut, maka diperoleh data komposisi unsur utama yang terdapat pada sampel *dental plaque biofilm*.

Karakterisasi dengan menggunakan *Atomic Absorption Spectroscopy* (AAS) seperti yang ditampilkan pada Gambar Lampiran I.1 dan prosesnya pada Gambar 4.3, diperoleh konsentrasi komposisi unsur utama sampel *dental plaque biofilm*, yaitu Natrium (Na), Kalsium (Ca), dan Kalium (K) seperti ditampilkan pada Tabel Lampiran III.1, III.2, dan III.3, hasil pengukuran disajikan pada Tabel 5.1.

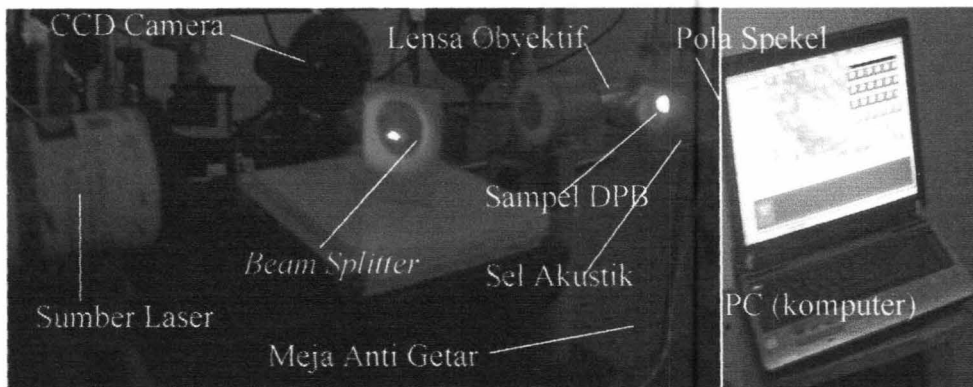
Tabel 5.1 Data konsentrasi Na, Ca, dan K pada sampel *dental plaque biofilm* yang dikembangkan pada media akrilik

No.	Waktu Perlakuan Sampel (Jam)	Konsentrasi ($\mu\text{g/L}$)		
		Natrium (Na)	Kalsium (Ca)	Kalium (K)
1	0 (kontrol)	6.266	6.787	0.4963
2	2	9.629	15.95	0.6146
3	4	9.971	30.36	0.7257
4	6	17.99	29.67	1.401

Hasil pengukuran pada Tabel 5.1 tersebut, merupakan data pengukuran konsentrasi yang telah dianalisis oleh perangkat AAS pada sampel *dental plaque biofilm* yang dikembangkan pada media akrilik

5.2 Rancang Bangun Sistem Pencitraan Akusto-Optik pada Sampel *Dental Plaque Biofilm* untuk menghasilkan Pencitraan Spekel dalam bentuk Pola Spekel

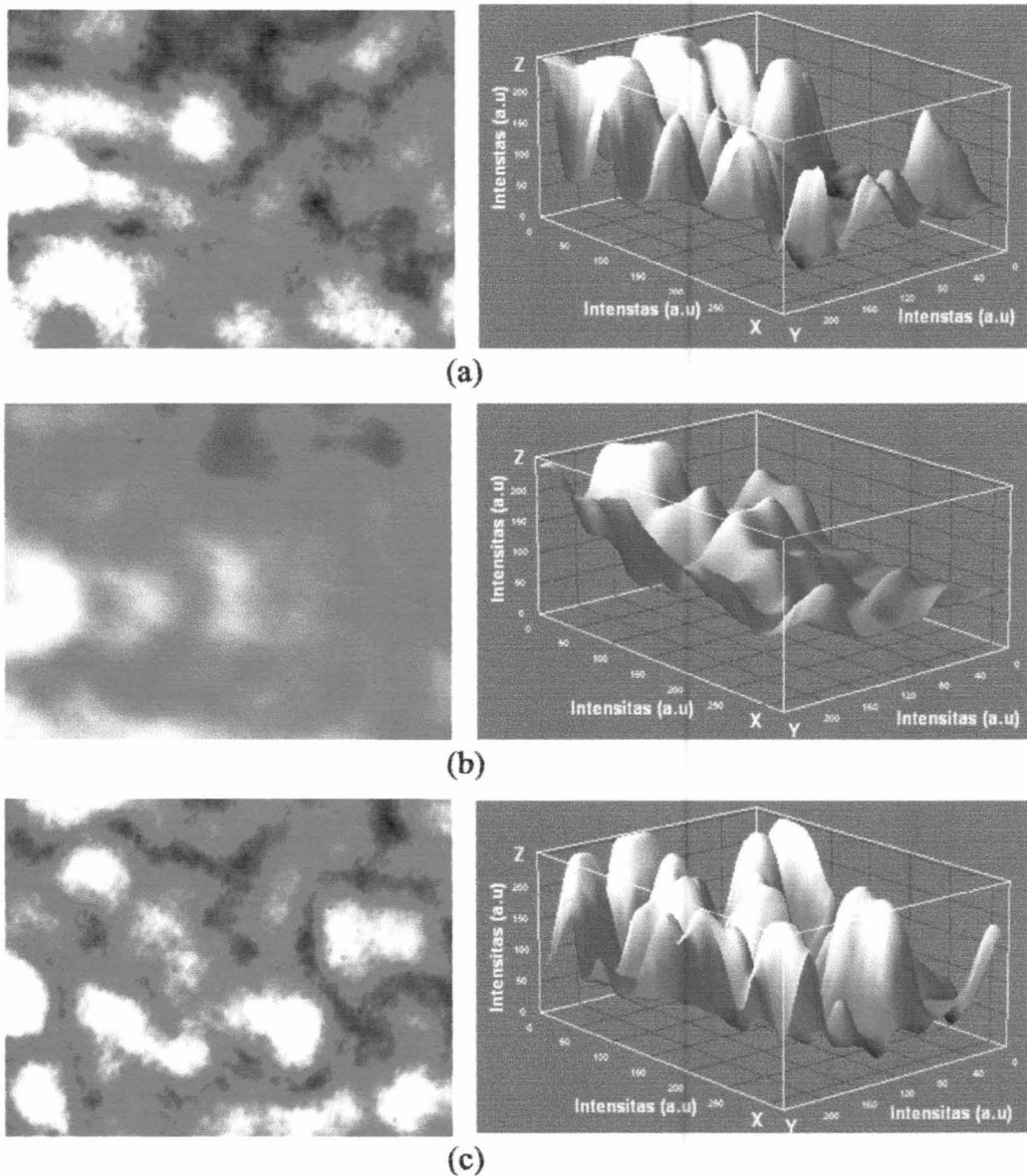
Rancang bangun atau penyusunan sistem pencitraan akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm* dilakukan dengan cara mengintegrasikan (menggabungkan) komponen peralatan akustik dengan komponen peralatan optik ke dalam satu perangkat, sehingga diperoleh citra spekel dalam bentuk pola spekel dari sampel tersebut (seperti disajikan pada Gambar 5.1).



Gambar 5.1 Sistem pencitraan akusto-optik pada sampel *Dental Plaque Biofilm* (DPB) yang menghasilkan pola spekel
 a). Komponen perangkat akusto-optik
 b). *Personal Computer*/PC penampil pola spekel

Penerapan sistem pencitraan akusto-optik untuk pengujian sampel *dental plaque biofilm* pada perlakuan 2 jam, 4 jam dan 6 jam, diperoleh hasil pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel, dan secara berturut-turut disajikan pada Gambar 5.2, 5.3, dan 5.4.

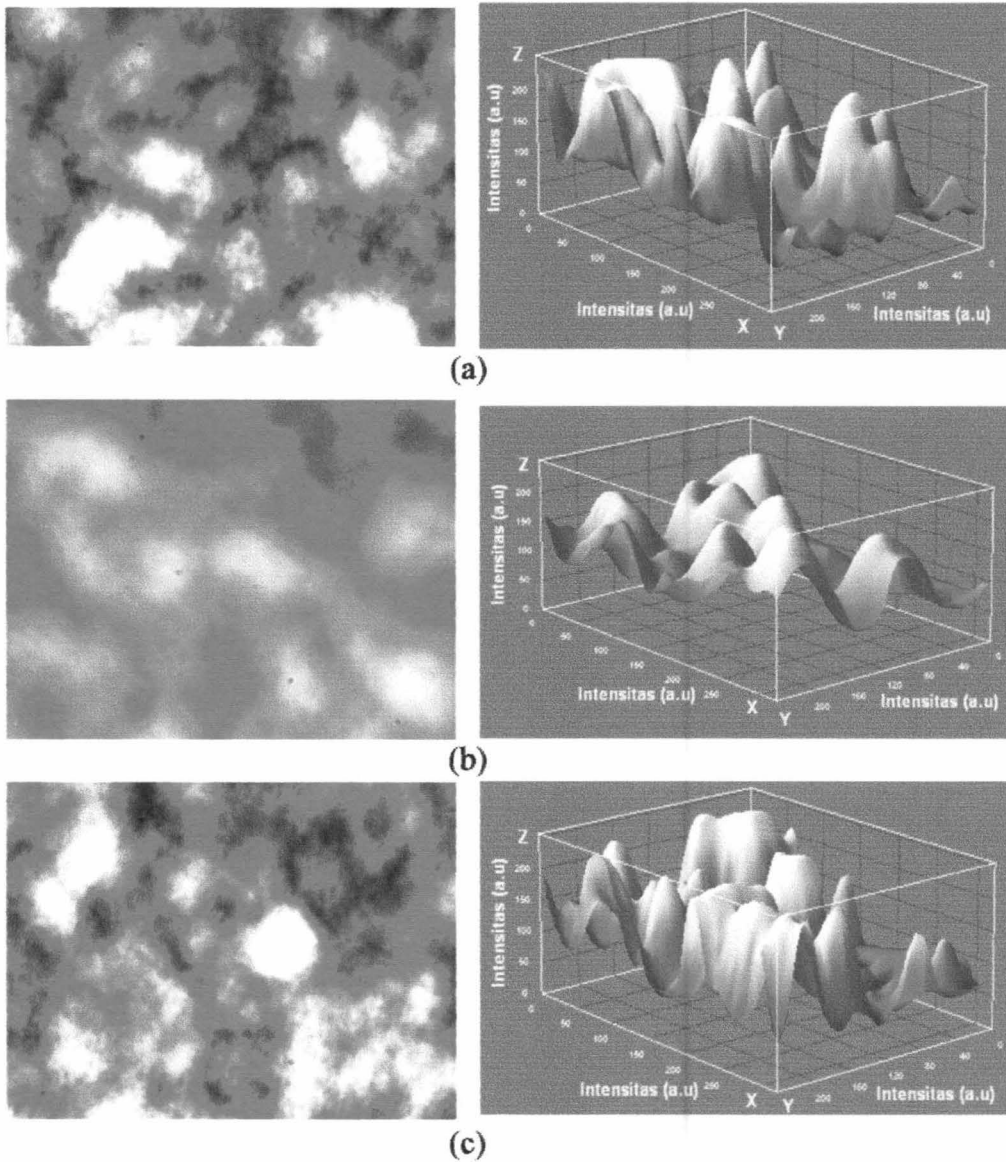
Gambar 5.2, 5.3, dan 5.4 menunjukkan pola spekel dan tampilan pola spekel dalam tiga dimensi (3D) yang merupakan pola distribusi intensitas citra dalam koordinat sumbu X, Y, dan Z. Nilai intensitas citra berkisar dari 0 hingga 255, dimana nilai 0 menyatakan nilai paling gelap (hitam) dan nilai 255 menyatakan nilai paling terang (putih). Pola spekel pada Gambar 5.2, 5.3, dan 5.4 merupakan hasil pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz.



Gambar 5.2 Pola spekel dan tampilan pola spekel dalam 3D pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, (a) Sebelum digetarkan (0 Hz), (b) Pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan (c) Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz

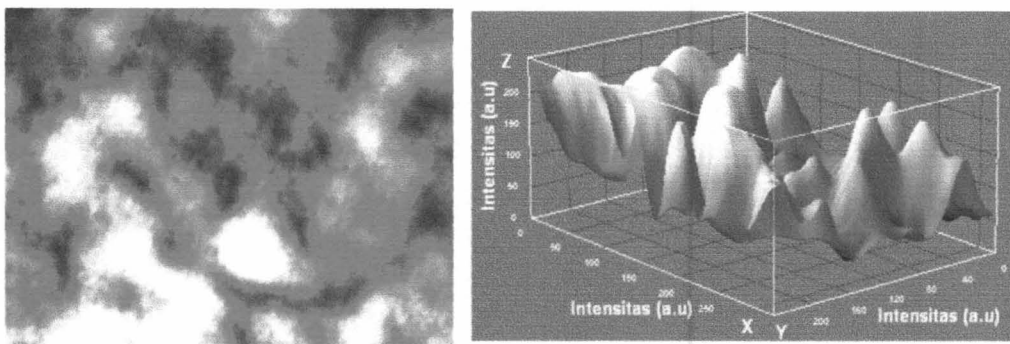
Gambar 5.2 menunjukkan pola spekel dan tampilan pola spekel dalam tiga dimensi (3D) yang merupakan hasil pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 2 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada

saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz.

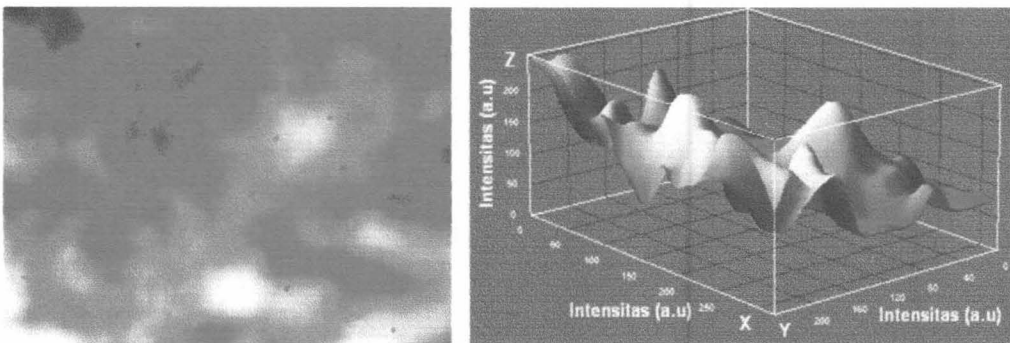


Gambar 5.3 Pola spekel dan tampilan pola sepek dalam 3D pada sampel *dental plaque biofilm* 4 jam, (a) Sebelum digetarkan (0 Hz), (b) Pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan (c) Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz

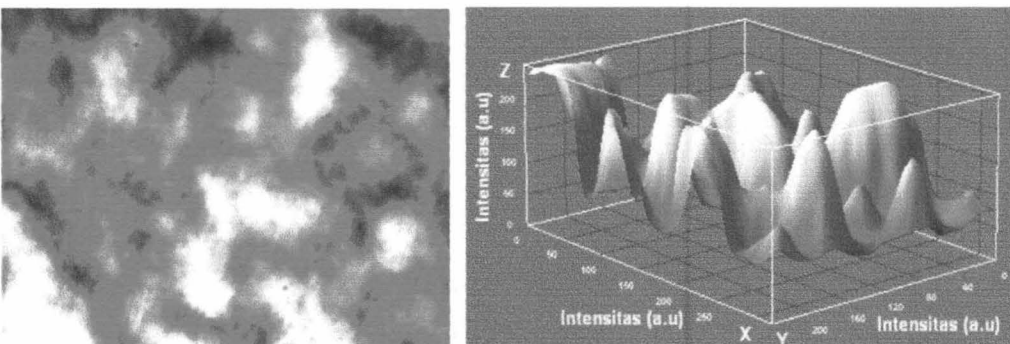
Gambar 5.3 menunjukkan pola spekel dan tampilan pola spekel dalam tiga dimensi (3D) yang merupakan hasil pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 4 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz.



(a)



(b)



(c)

Gambar 5.4 Pola spekel dan tampilan pola sepkel dalam 3D pada sampel *dental plaque biofilm* 6 jam, (a) Sebelum digetarkan (0 Hz), (b) Pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan (c) Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz

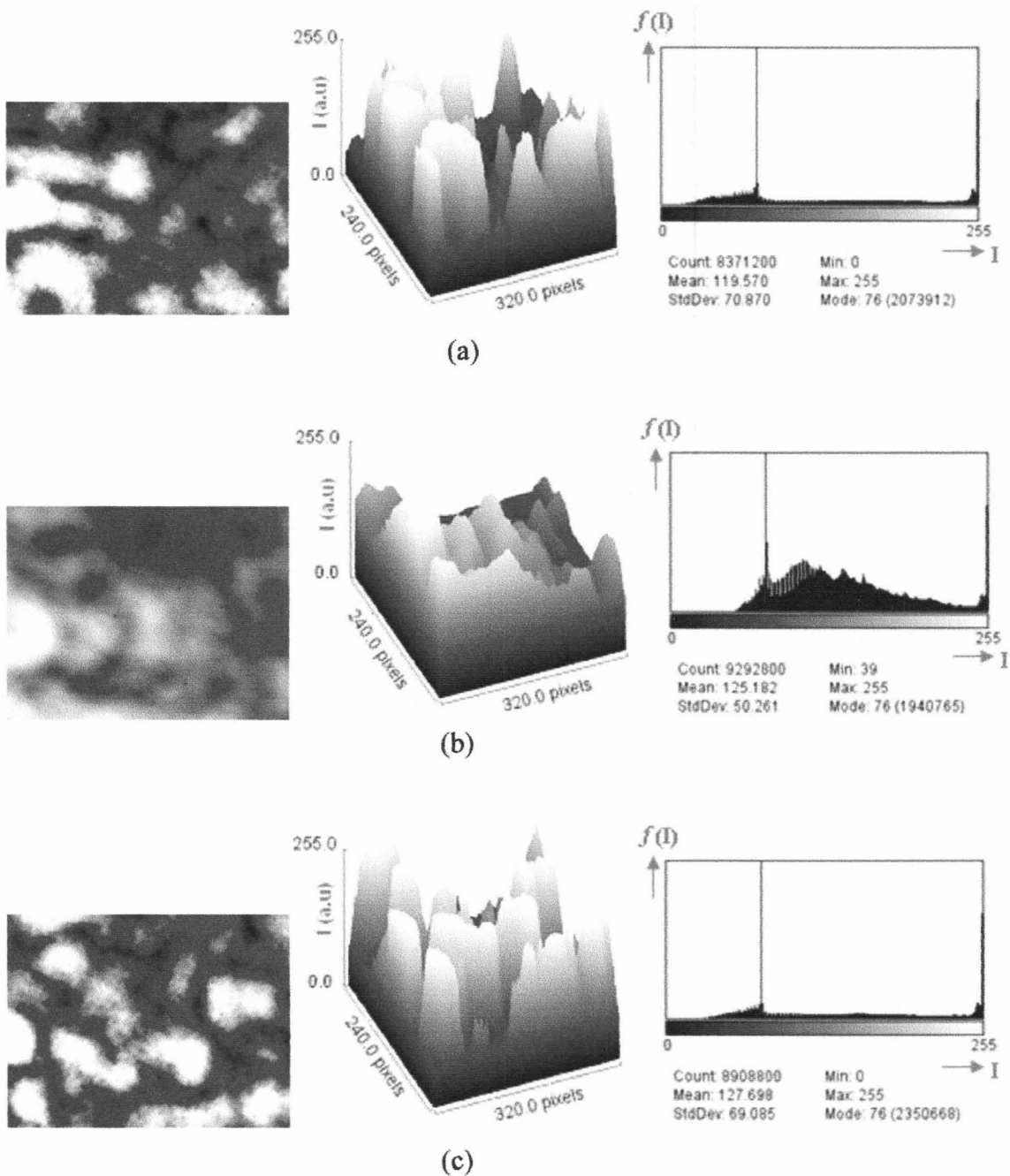
Gambar 5.4 menunjukkan pola spekel dan tampilan pola spekel dalam tiga dimensi (3D) yang merupakan hasil pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz.

5.3 Pengolahan Citra dari Pola Spekel Akusto-Optik untuk mendapatkan Kontras Spekel pada Sampel *Dental Plaque Biofilm*

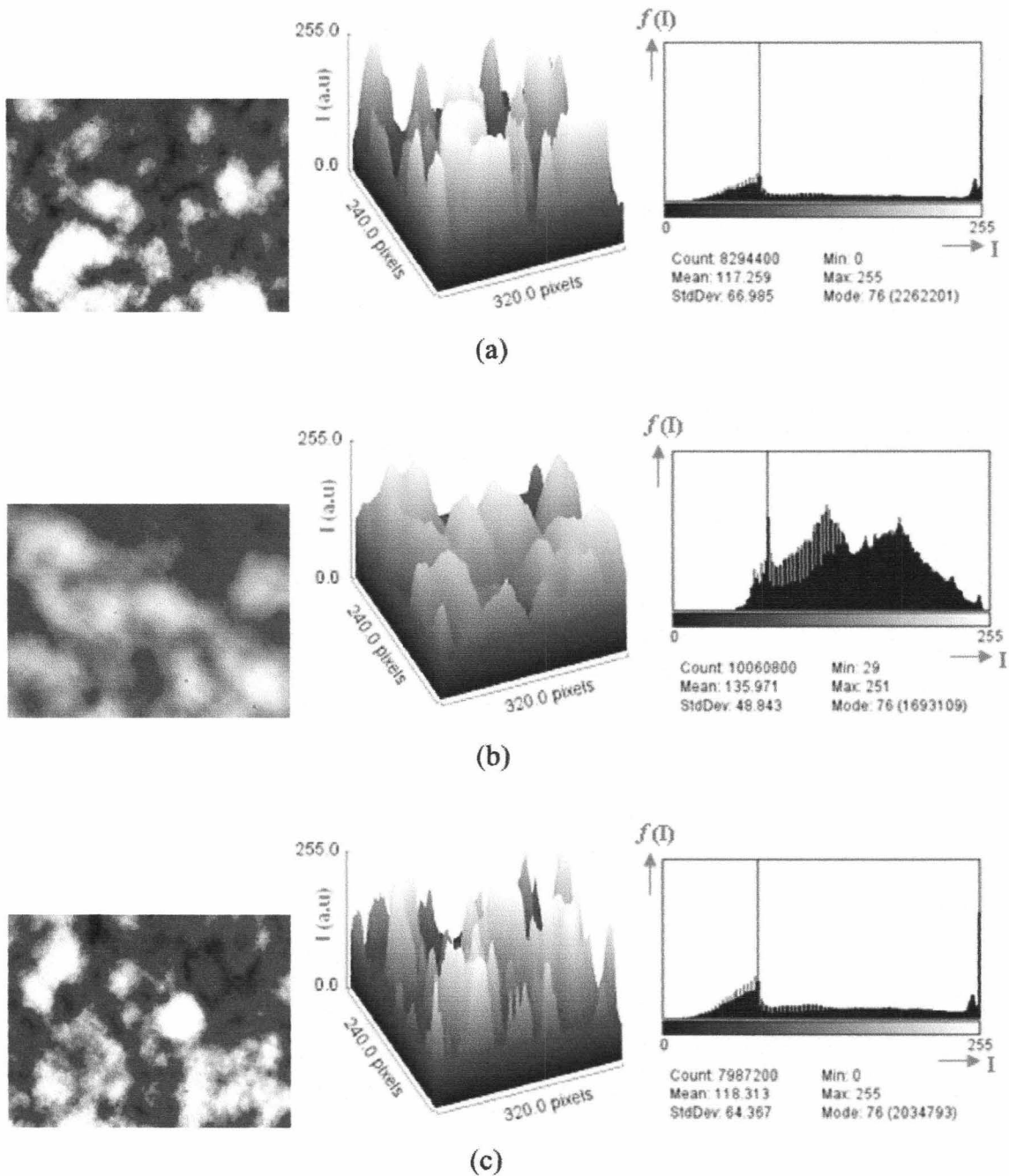
Hasil pengolahan citra dari pola spekel akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan program pengolahan citra *ImageJ*, diperoleh karakteristik histogram berupa distribusi intensitas dari citra.

Pada pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 2 jam, 4 jam dan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan (0 Hz), saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, maka karakteristik histogram yang diperoleh secara berturut-turut disajikan pada Gambar 5.5, 5.6, dan 5.7.

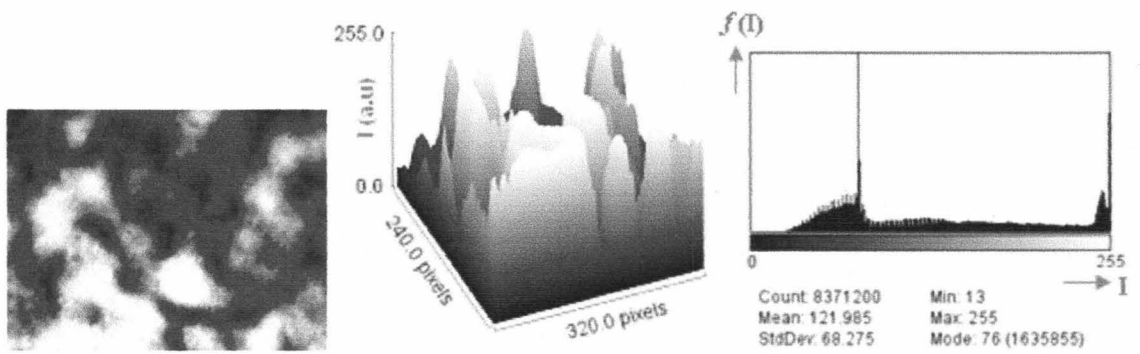
Pada Gambar 5.5 menunjukkan perolehan karakteristik histogram distribusi intensitas tingkat keabuan dari pengolahan citra pola spekel untuk pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 2 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz. Data distribusi intensitas tingkat keabuan citra masing-masing perlakuan pada sampel ini diperlihatkan pada Tabel Lampiran IV.1.a, IV.1.b, dan IV.1.c.



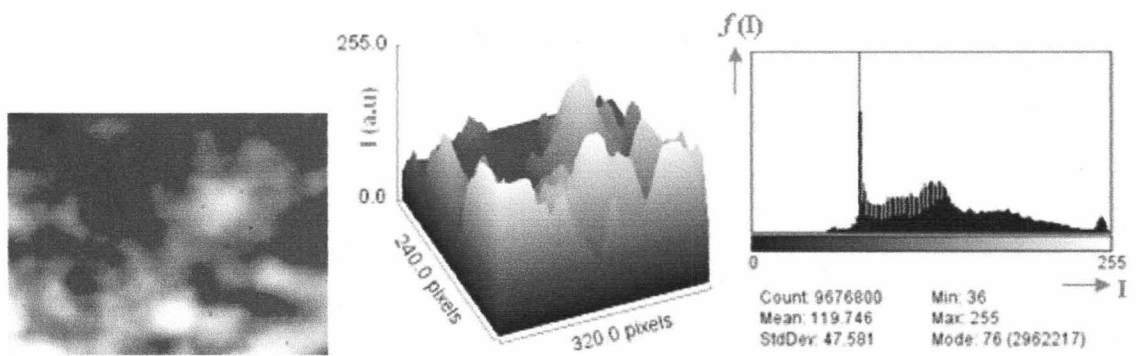
Gambar 5.5 Bentuk perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra terhadap pola spekel pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam,
 a) Sebelum digetarkan (0 Hz)
 b) Pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz
 c) Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz



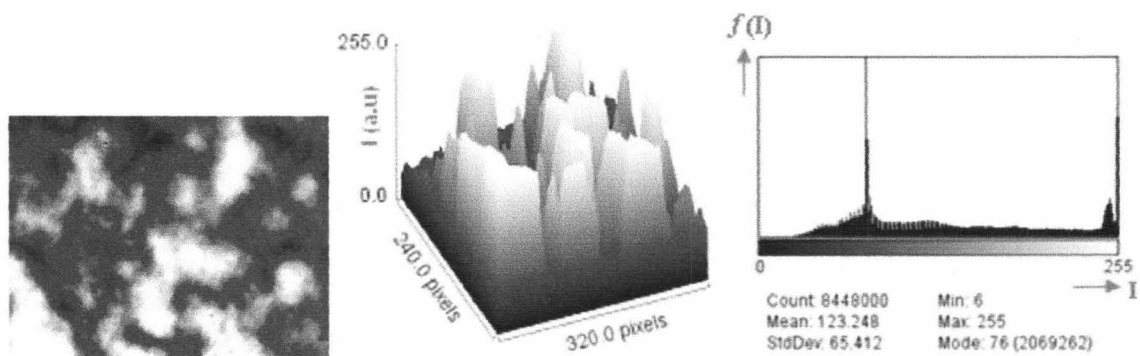
Gambar 5.6 Bentuk perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra terhadap pola spekel pada sampel *dental plaque biofilm* 4 jam,
 a) Sebelum digetarkan (0 Hz)
 b) Pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz
 c) Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz



(a)



(b)



(c)

Gambar 5.7 Bentuk perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra terhadap pola spekel pada sampel *dental plaque biofilm* 6 jam,
 a) Sebelum digetarkan (0 Hz)
 b) Pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz
 c) Setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz

Pola spekel dari citra video 320 x 240 piksel diolah ke dalam bentuk *gray scale* (skala keabuan) yang membawa informasi fisis dengan variasi acak suatu intensitas citra *gray level* (tingkat keabuan). Nilai intensitas citra tingkat keabuan I berkisar dari 0 hingga 255, dimana nilai 0 menyatakan nilai paling gelap (hitam) dan nilai 255 menyatakan nilai paling terang (putih). Pengolahan citra dengan analisis histogram diperoleh hubungan antara nilai intensitas citra tingkat keabuan I dengan frekuensi kemunculan dari intensitas citra tingkat keabuan tersebut $f(I)$. Data distribusi intensitas tingkat keabuan citra dari karakterisasi histogram pada masing-masing sampel tersebut ditampilkan pada Lampiran IV.

Pada Gambar 5.6 menunjukkan perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra intensitas *gray level* (tingkat keabuan) terhadap pola spekel untuk pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 4 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz. Data distribusi intensitas tingkat keabuan citra masing-masing perlakuan pada sampel ini diperlihatkan pada Tabel Lampiran IV.2.a, IV.2.b, dan IV.2.c.

Pada Gambar 5.7 menunjukkan perolehan karakteristik histogram dari pengolahan citra intensitas *gray level* (tingkat keabuan) terhadap pola spekel untuk pengujian sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz. Data distribusi intensitas

tingkat keabuan citra masing-masing perlakuan pada sampel 6 jam ini diperlihatkan pada Tabel Lampiran IV.3.a, IV.3.b, dan IV.3.c.

Kontras spekel C dapat dihitung berdasarkan perolehan nilai rerata intensitas $\langle I \rangle$ dan simpangan baku dari intensitas σ_I yang diperoleh dari karakteristik histogram pada masing-masing sampel *dental plaque biofilm* yang telah diolah citra dari pola spekel tersebut. Hasil secara keseluruhan seperti yang ditampilkan pada Tabel Lampiran V dan disajikan pada Tabel 5.2.

Tabel 5.2 Data Kontras Spekel pada Sampel *Dental Plaque Biofilm* sebelum digetarkan, pada saat digetarkan, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz

\No.	Waktu Perlakuan Sampel (Jam)	Kontras Spekel (a.u)		
		Sebelum Digetarkan	Pada Saat Digetarkan	Setelah Digetarkan
1	2	0.592707	0.401503	0.541003
2	4	0.571257	0.359216	0.544040
3	6	0.559700	0.397349	0.530735

Pada Tabel 5.2 memperlihatkan nilai kuantitas citra pola spekel akusto-optik dalam bentuk kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm* dengan perlakuan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz.

5.4 Analisis Modulasi Pola Spekel Akusto-Optik dengan menggunakan Kontras Spekel dan Pengamatan dengan CLSM untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik dan Pengamatan Perubahan Bentuk *Dental Plaque Biofilm*

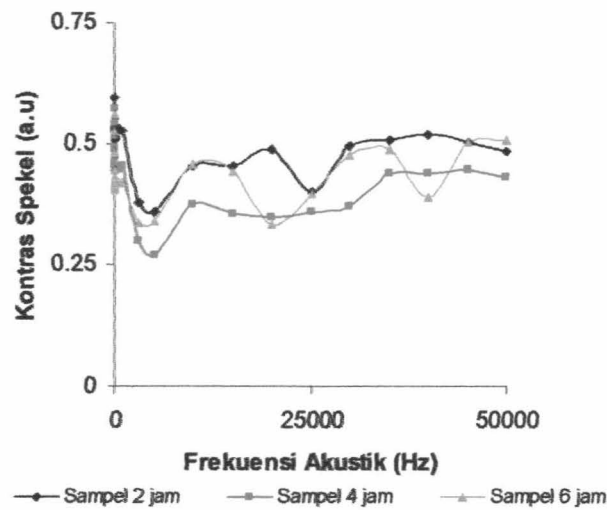
Analisis modulasi pola spekel akusto-optik dengan menggunakan kontras spekel dapat digunakan untuk mendeteksi dan menganalisis perubahan bentuk *dental plaque*

biofilm akibat pengaruh vibrasi akustik. Untuk pengukuran dan pengamatan sampel *dental plaque biofilm*, sebagai kalibrator (pembanding) maka digunakan CLSM yang dilengkapi AOTF.

5.4.1 Analisis modulasi spekel akusto-optik dengan menggunakan kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm*

Hasil pendeteksian vibrasi akustik dengan menggunakan pola spekel akusto-optik atau analisis modulasi pola spekel oleh pengaruh frekuensi akustik pada sampel *dental plaque biofilm* dapat dilakukan dengan menentukan kuantitas citra. Nilai kuantitas citra pola spekel dalam bentuk kontras spekel C dapat dihitung berdasarkan perolehan nilai rerata intensitas $\langle I \rangle$ dan simpangan baku dari intensitas σ_I yang diperoleh dari karakteristik histogram pada masing-masing sampel *dental plaque biofilm*. Data karakteristik histogram dari masing-masing sampel, yaitu pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam yang dipengaruhi oleh vibrasi akustik pada rentang frekuensi 0 - 50000 Hz, secara berturut-turut ditampilkan pada Lampiran VI.1, VI.2, dan VI.3.

Hasil perolehan nilai kuantitas citra modulasi spekel akusto-optik dalam bentuk kontras spekel dari sampel-sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam akibat pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0- 50000 Hz tersebut secara keseluruhan ditampilkan pada Lampiran VII, dan disajikan pada Gambar 5.8.

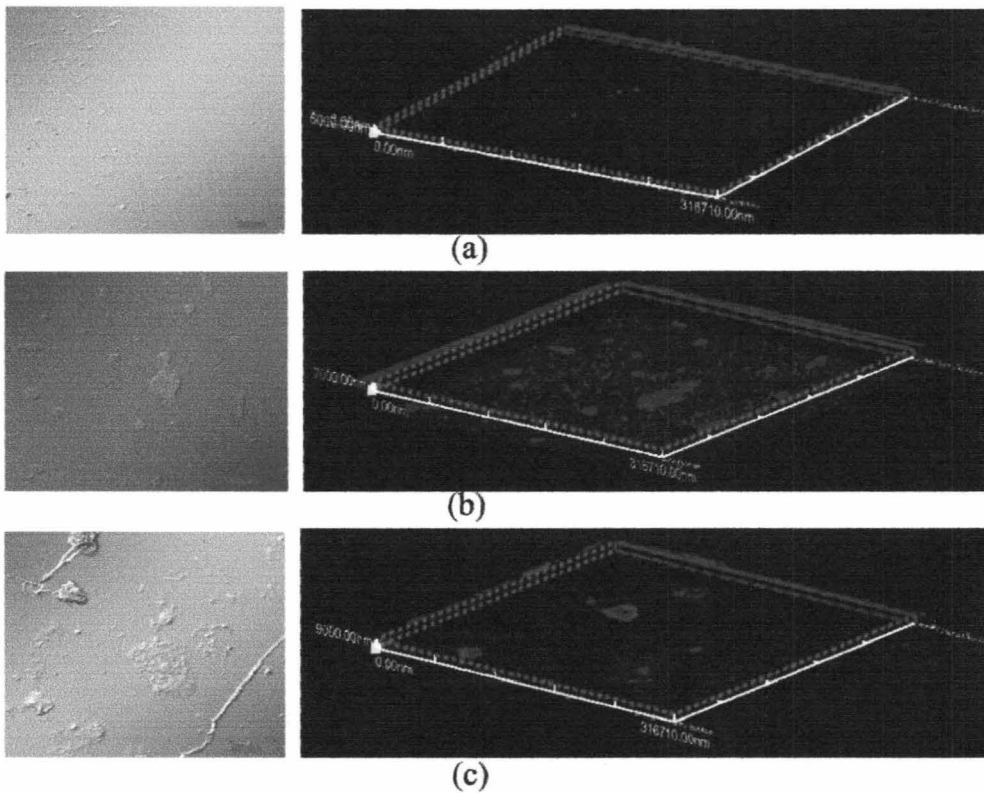


Gambar 5.8 Kontras spekel sampel *dental plaque biofilm* oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 – 50000 Hz

Pada Gambar 5.8 memperlihatkan grafik hubungan antara pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 – 50000 Hz terhadap perubahan kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 4 jam.

5.4.2 Pengamatan dan pengukuran sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan CLSM

Confocal Laser Scanning Microscopy (CLSM) yang dilengkapi perangkat *Acousto-Optic Tunable Filter* (AOTF) seperti diperlihatkan pada Gambar 4.9, digunakan untuk pengamatan dan pengukuran sampel *dental plaque biofilm*. Hasil penelitian terhadap masing-masing sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan dan setelah digetar dengan frekuensi 25000 Hz, secara berturut-turut ditampilkan pada Lampiran VIII dan Lampiran IX. Data pengamatan dan pengukuran tersebut disajikan pada Gambar 5.9 dan 5.10.



Gambar 5.9 Data tampilan pengamatan dan pengukuran ketebalan sebelum digetarkan, a) Pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, b) Pada sampel *dental plaque biofilm* 4 jam, dan c) Pada sampel *dental plaque biofilm* 6 jam

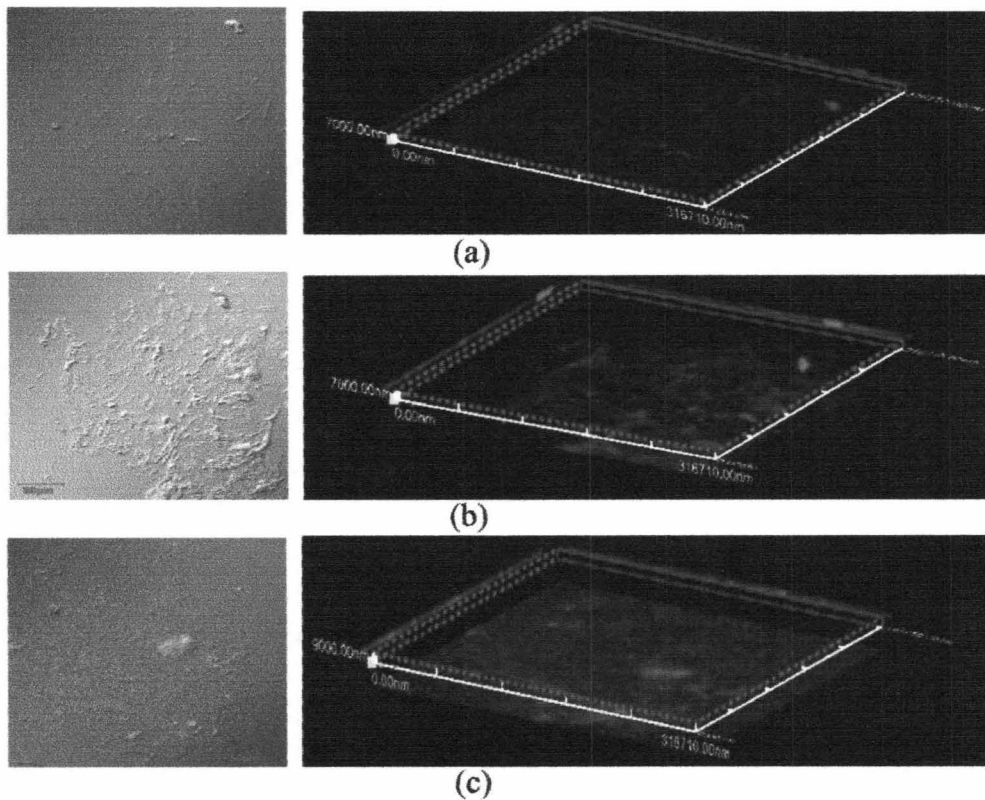
Gambar 5.9 memperlihatkan hasil pengamatan sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam sebelum digetarkan. Sampel setelah dianalisis dengan menggunakan CLSM maka diperoleh data pengukuran ketebalan sampel seperti disajikan pada Tabel 5.3.

Tabel 5.3 Data ketebalan sampel sebelum digetarkan

No.	Waktu Perlakuan Sampel (Jam)	Ketebalan Sampel (μm)
1	2	6
2	4	7
3	6	9

Tabel 5.3 memperlihatkan ukuran ketebalan sampel terhadap waktu perlakuan sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, sebelum dipengaruhi oleh vibrasi akustik.

Hasil pengamatan dan pengukuran sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam setelah diberi vibrasi akustik dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik, maka diperoleh data pengamatan dan pengukuran ketebalan seperti yang disajikan pada Gambar 5.10.



Gambar 5.10 Data tampilan pengamatan dan pengukuran ketebalan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, a) Pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, b) Pada sampel *dental plaque biofilm* 4 jam, dan c) Pada sampel *dental plaque biofilm* 6 jam

Gambar 5.10 memperlihatkan hasil pengamatan sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik. Sampel setelah dianalisis dengan menggunakan CLSM maka diperoleh data pengukuran ketebalan sampel seperti disajikan pada Tabel 5.4.

Tabel 5.4 Data ketebalan sampel setelah vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz selama 3 detik

No.	Waktu Perlakuan Sampel (Jam)	Ketebalan Sampel Setelah Vibrasi (μm)
1	2	7
2	4	7
3	6	9

Pada Tabel 5.4 memperlihatkan ukuran ketebalan sampel terhadap waktu perlakuan sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, setelah diberi vibrasi akustik dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik.

BAB VI PEMBAHASAN

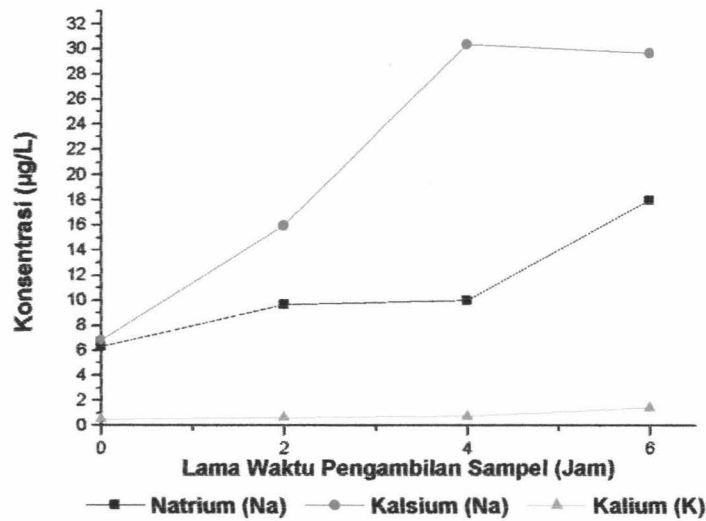
BAB VI

PEMBAHASAN

6.1 Preparasi dan Karakterisasi Sampel *Dental Plaque Biofilm*

Preparasi atau penyiapan sampel *dental plaque biofilm* dapat diambil langsung dari rongga mulut dan dikembangkan secara *in-vitro* pada media akrilik. Sampel *dental plaque biofilm* yang berasal dari mulut, diatur lamanya waktu pengambilan dengan variasi 2 jam, 4 jam dan 6 jam. Menurut Mohart, *et al.*, (1980) dan Chandra, *et al.*, (2001), pada waktu 2 jam, 4 jam, dan 6 jam tersebut pembentukan *dental plaque biofilm* sudah mulai terbentuk, mulai dari monolayer hingga mikrokoloni mikroorganisme, dan dapat diamati perubahannya pada media akrilik melalui karakterisasi atau identifikasi sampel dengan menggunakan *Atomic Absorption Spectroscopy* (AAS).

Karakterisasi atau identifikasi sampel dengan menggunakan AAS, diperoleh nilai pengukuran konsentrasi dari komposisi komponen utama yang terdapat pada *dental plaque biofilm*, diantaranya adalah Kalsium (Ca), Kalium (K), dan Natrium (Na) (Carranza, *et al.*, 2006). Hasil karakterisasi pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam seperti yang ditampilkan pada Tabel 5.1, maka terlihat hubungan antara waktu pengambilan sampel dengan konsentrasi unsur Na, Ca, dan K dalam bentuk grafik seperti yang disajikan pada Gambar 6.1.



Gambar 6.1 Hubungan lamanya waktu pengambilan sampel terhadap konsentrasi unsur utama pembentuk *dental plaque biofilm*

Pada Gambar 6.1 terlihat, seiring dengan pertambahan waktu pengambilan sampel *dental plaque biofilm* pada rongga mulut yang dikembangkan pada media akrilik selama 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, maka komposisi unsur anorganik utama pembentuk *dental plaque biofilm* yaitu Natrium (Na), Kalsium (Ca), dan Kalium (K) cenderung mengalami peningkatan konsentrasi. Hal ini menunjukkan telah terjadi pertumbuhan *dental plaque biofilm*.

6.2 Rancang Bangun Sistem Pencitraan Optis dengan Metode Akusto-Optik untuk menghasilkan Pencitraan Spekel dalam bentuk Pola Spekel

Aplikasi sistem pencitraan optis dengan menggunakan metode akusto-optik pada sampel, diperoleh pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel (Selb, *et al.*, 2001; Leveque, *et al.*, 2001). Pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel didapatkan dengan

konfigurasi difraksi dari suatu sistem pencitraan optis sehingga diperoleh fungsi penyebaran (distribusi) amplitudo atau intensitas (Rabal dan Braga, 2009).

Metode akusto-optik adalah salah satu diantara sistem pencitraan optis yang dirancang dan dibangun dengan cara mengkombinasikan atau mengintegrasikan komponen peralatan akustik dan komponen peralatan optik dalam satu perangkat, sehingga terjadi efek akusto-optik. Pada umumnya, efek akusto-optik dihasilkan oleh pembangkit gelombang ultrasonik terhadap sampel bahan optis. Gelombang ultrasonik merambat melalui medium sampel, menyebabkan variasi periodik dalam indeks bias. Pada medium sampel, gelombang menghasilkan *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan) dalam bahan atau materi tersebut. Karena perubahan dalam indeks bias adalah periodik, materi berperilaku seperti sebuah kisi-kisi difraksi, dengan jarak (*spasi*) yang sama dengan panjang gelombang dari gelombang ultrasonik (Pollack, 2002).

Aplikasi pendeteksian vibrasi akustik untuk pengujian sampel biomedis dan pengendalian sampel dilakukan dengan menggunakan prinsip efek akusto-optik yaitu modulasi cahaya oleh pengaruh gelombang akustik (Chivukula, *et al.*, 2007). Penerapan sistem pencitraan dengan metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, maka terjadi modulasi optis dalam bentuk spekel. Modulasi spekel membawa informasi fisis secara menyeluruh dari kondisi sampel oleh pengaruh vibrasi akustik. Sinyal atau informasi yang dibawa sampel dapat dideteksi dengan cara meluruskan atau melewatkan berkas laser dengan menggunakan *beam splitter* dan lensa obyektif, lalu berkas mengenai sampel sehingga terjadi *back-scattering* (hamburan balik) dan dideteksi dengan menggunakan detektor CCD camera. Hasil yang diperoleh

detektor direkam dalam bentuk citra video 320 x 240 piksel dengan menggunakan *software Ulead VideoStudio-7* pada *personal computer* (PC), dan ditampilkan dalam bentuk pola spekel (seperti yang diperlihatkan pada Gambar 5.2, 5.3, dan 5.4). Terlihat pola acak dari distribusi intensitas yang terbentuk, dan digambarkan dalam bentuk 3D pada koordinat sumbu X, Y, dan Z.

Pola spekel merupakan pola distribusi intensitas yang teramati ketika berkas laser menjalar melalui medium sampel, maka cahaya terhambur menyajikan distribusi intensitas tertentu dengan struktur butiran yang terdiri dari bintik-bintik gelap dan terang bergantian sesuai dengan bentuk variabel yang diamati dan pendistribusiannya disajikan dalam suatu indek bias variasi acak (Rabal dan Braga, 2009). Hasil pengamatan pada penelitian, terlihat bintik gelap dan terang terjadi dengan frekuensi kemunculan yang berbeda, dimana bintik gelap jauh lebih umum dari pada yang cerah. Pola distribusi intensitas dapat digambarkan dalam 3D dan menjelaskan bentuk dari pola spekel berupa distribusi intensitas yang acak dalam koordinat sumbu X, Y, dan Z. Nilai distribusi intensitas berkisar dari 0 hingga 255, dimana nilai 0 menyatakan nilai paling gelap (hitam) dan nilai 255 menyatakan nilai paling terang (putih). Pola spekel dalam 3D dari Gambar 5.2, 5.3, dan 5.4, terlihat memiliki amplitudo acak yang digambarkan dari puncak-puncak gelombangnya. Puncak gelombang menandakan bahwa nilai intensitasnya tinggi yang digambarkan dengan pola terang dan lembah gelombang menandakan pola gelap yang memiliki nilai intensitas rendah.

Hasil pengamatan pada penelitian sampel *dental laque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam yang dipengaruhi vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz. Pengamatan sampel

dilakukan pada kondisi sebelum digetarkan, saat digetarkan, dan setelah digetarkan, sehingga diperoleh pola spekel masing-masing sampel (seperti yang diperlihatkan pada Gambar 5.2, 5.3, dan 5.4), terlihat terjadi perubahan amplitudo atau intensitas dari pola spekel. Pada kondisi saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz terjadi penurunan puncak gelombang atau amplitudonya mengalami penurunan, jika dibandingkan pada kondisi sebelum dan sesudah digetarkan. Hal ini menunjukkan karakteristik gelombang ultrasonik pada daerah frekuensi 25000 Hz memiliki daya tembus jaringan cukup besar. Gelombang ultrasonik yang merambat melalui medium sampel mengakibatkan amplitudo getaran partikel dengan medium sejajar dengan arah rambatnya, yaitu secara longitudinal dan menyebabkan medium membentuk rapatan-regangan (Resnick dan Halliday, 1992). Makin tinggi frekuensi akustik yang diberikan, maka rapatan dan regangan pada medium makin tinggi, sehingga terjadi perubahan indek bias secara periodik pada medium. Gelombang ultrasonik memiliki kemampuan menembus jaringan yang cukup besar. Gelombang ultrasonik masuk ke dalam jaringan akan menyebabkan efek friksi (*friction*), dimana penyerapan energi gelombang ultrasonik ini akan mengakibatkan berkurangnya amplitudo atau intensitas (Bueche, 1986).

Untuk melihat perbedaan lebih jauh antara kondisi sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan, saat digetarkan, dan setelah digetarkan dengan vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz, maka pola spekel yang diperoleh pada penelitian ini perlu diolah dengan menggunakan pengolahan citra untuk mendapatkan nilai kuantitas citra dalam bentuk kontras spekel. Pengolahan citra untuk mendapatkan kontras spekel akan dibahas pada tahap berikutnya.

6.3 Pengolahan Citra dari Pola Spekel untuk mendapatkan Kontras Spekel pada Sampel *Dental Plaque Biofilm*

Pengolahan citra pola spekel hasil pencitraan spekel dengan metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam perlu dilakukan untuk memperoleh kuantitas citra. Kuantitas citra dalam bentuk kontras spekel dapat digunakan untuk mendeteksi perubahan/perbedaan yang menyeluruh dari kondisi sampel sebelum digetarkan, saat digetarkan, dan setelah digetarkan dengan vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz. Pengolahan citra dilakukan dengan menggunakan program *image processing* (pengolahan citra) *ImageJ* yang dijalankan melalui sistem pengoperasian Windows dengan bahasa pemrograman *Java* (Rasban, 2009).

Pola spekel dalam bentuk citra video 320 x 240 piksel dengan warna asli dikonversi menjadi warna *gray scale* dengan menggunakan *software ImageJ*. Warna *gray scale* hanya terdiri dari satu intensitas cahaya primer, yaitu dalam skala keabuan (Gonzales dan Woods, 1993; Apsari, 2009). Modulasi spekel membawa informasi variabel fisis dengan variasi acak dalam suatu intensitas citra *gray level* (tingkat keabuan), yaitu intensitas citra yang hanya tersusun dari satu warna primer. Intensitas citra ditampilkan pada suatu tingkat keabuan yang nilainya berkisar dari 0 hingga 255. Nilai 0 menyatakan nilai paling gelap (hitam) dan nilai 255 menyatakan nilai paling terang (putih). Proses pengolahan citra modulasi spekel sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam pada kondisi sebelum digetarkan dengan frekuensi akustik (0 Hz), pada saat digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz diperlihatkan pada Gambar 5.5, 5.6, dan 5.7.

Tampilan pola spekel dalam 3D yang terbentuk pada Gambar 5.5, 5.6, dan 5.7 memperlihatkan distribusi intensitas acak dari citra. Tampilan tersebut menjelaskan sumbu X dan Y sebagai ukuran piksel citra, yaitu pada ukuran 320 x 240 piksel, dan sumbu Z menjelaskan sebagai nilai intensitas tingkat keabuan citra. Pola spekel dalam 3D terlihat memiliki amplitudo acak yang ditampilkan dari puncak-puncak gelombangnya. Puncak gelombang menjelaskan bahwa nilai intensitasnya tinggi, yang diperlihatkan dengan pola terang dan lembah gelombang menjelaskan pola gelap yang memiliki nilai intensitas rendah.

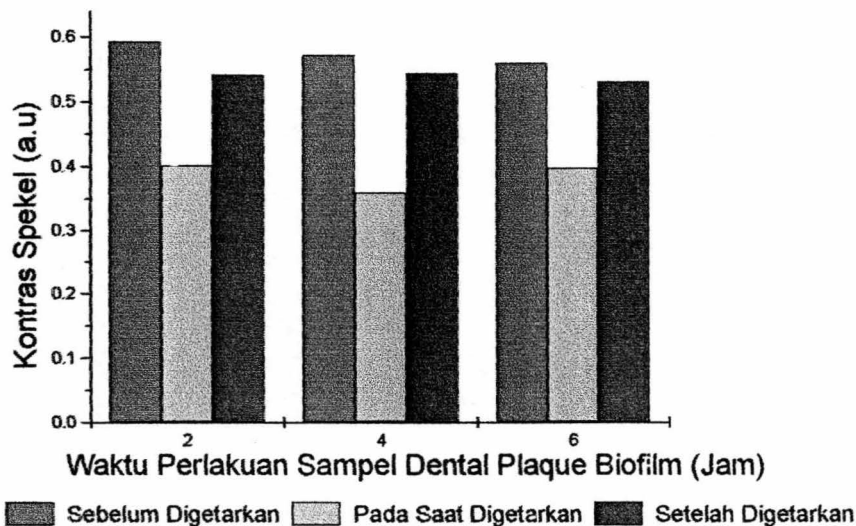
Untuk mendapatkan kuantitas citra dari modulasi spekel tersebut, maka dilakukan analisis statistik dengan menggunakan karakteristik histogram. Histogram adalah grafik fungsi dari distribusi frekuensi tingkat keabuan citra yang menggambarkan kuantitas piksel citra sebagai fungsi tingkat keabuannya (Variani, 2000; Ginting, 2002; Gonzales dan Woods, 1993; Apsari, 2009). Histogram bila ditampilkan pada koordinat XY seperti yang diperoleh pada Gambar 5.5, 5.6, dan 5.7. Sumbu X menunjukkan nilai intensitas tingkat keabuan citra I , dan sumbu Y menunjukkan frekuensi kemunculan intensitas tingkat keabuan citra tersebut $f(I)$.

Analisis secara statistik dengan menggunakan karakteristik histogram menampilkan distribusi intensitas tingkat keabuan citra yang bervariasi di setiap titik di dalam citra seperti yang diperlihatkan pada Gambar 5.5, 5.6, dan 5.7, sehingga dapat ditentukan nilai rerata intensitas $\langle I \rangle$ dan simpangan baku dari intensitas σ_I yang merupakan ukuran variasi simpangan intensitas dari keseluruhan citra tersebut. Berdasarkan perolehan nilai rerata intensitas dan simpangan baku dari intensitas

keseluruhan citra, maka dapat ditentukan kuantitas dari citra dalam bentuk kontras spekel C , yang merupakan rasio (perbandingan) antara simpangan baku dari intensitas σ_I dengan nilai rerata intensitas $\langle I \rangle$ (Rabal dan Braga, 2009).

Pengolahan citra untuk sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam dengan pengaruh vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz, sehingga diperoleh nilai kontras spekel seperti yang ditampilkan pada Tabel 5.2 dan disajikan pada Gambar 6.2, yaitu pada kondisi sebelum, pada saat, dan setelah digetarkan.

Pada Gambar 6.2 secara keseluruhan terlihat perubahan nilai kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm* akibat pengaruh vibrasi akustik gelombang ultrasonik dengan frekuensi 25000 Hz.



Gambar 6.2 Perubahan nilai kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm* akibat pengaruh vibrasi akustik frekuensi 25000 Hz pada kondisi sebelum digetarkan, saat digetarkan, dan setelah digetarkan

Pada saat digetarkan terjadi penurunan nilai kontras. Penurunan nilai kontras ini menunjukkan terjadi perubahan peningkatan indeks bias secara periodik pada sampel. Secara umum, efek akusto-optik yang dihasilkan oleh pembangkit gelombang ultrasonik pada medium sampel, dimana gelombang ultrasonik merambat pada medium menyebabkan variasi periodik dalam indeks bias (Pollack, 2002).

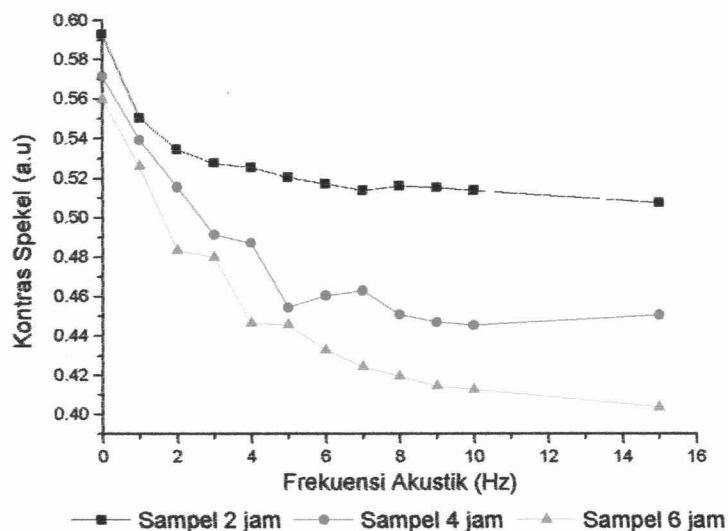
Karakteristik gelombang ultrasonik yang melalui medium mengakibatkan getaran partikel dengan medium sejajar dengan arah rambat secara longitudinal sehingga menyebabkan partikel medium membentuk *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan). Jarak antara rapatan dan rapatan berikutnya atau regangan dan regangan berikutnya sama dengan panjang gelombang (λ). Proses yang menyebabkan terjadinya rapatan dan regangan di dalam medium disebabkan oleh perubahan partikel secara periodik selama gelombang ultrasonik melaluinya (Bueche, 1986; Resnick dan Halliday, 1992).

Pada Gambar 6.2 juga terlihat, secara keseluruhan pada sampel *dental plaque biofilm* terjadi perubahan nilai kontras spekel sebelum dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz, dimana nilai kontras setelah digetarkan mengalami penurunan dibandingkan dengan nilai kontras sebelum digetarkan. Gelombang ultrasonik yang merambat melalui medium sampel, maka disekitar membran timbul daerah rapatan dan regangan menyebabkan beda tekanan pada bidang batas sehingga terjadi tegangan di bidang batas tersebut, bila melampaui ambang tekanan pada mikroorganisme maka membran akan rusak atau tegangan pada membran mikroorganisme pada medium tersebut makin besar sehingga probabilitas (kemungkinan) inaktivasi (kematian) mikroorganisme menjadi besar (Cameron dan Skofronick, 1978).

6.4 Analisis Modulasi Pola Spekel Akusto-Optik dengan menggunakan Kontras Spekel dan Pengamatan dengan CLSM untuk Pendeteksian Vibrasi Akustik dan Pengamatan Perubahan Bentuk *Dental Plaque Biofilm*

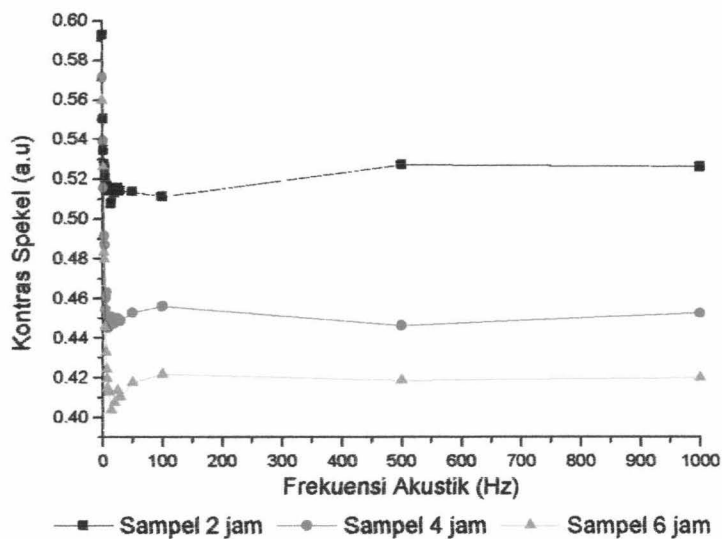
6.4.1 Analisis modulasi spekel akusto-optik dengan menggunakan kontras spekel pada sampel *dental plaque biofilm*

Kontras spekel merupakan nilai atau kuantitas dari modulasi spekel akusto-optik yang diperoleh melalui pengolahan citra spekel dengan analisis histogram (seperti yang ditampilkan pada Lampiran VI dan VII). Kontras spekel dapat digunakan untuk deteksi perubahan vibrasi akustik pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 - 50000 Hz, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 5.8. Terdapat tiga daerah frekuensi akustik, yaitu dibawah frekuensi 16 Hz disebut dengan daerah *infrasonik*, frekuensi pada rentang 16 – 20000 Hz disebut dengan daerah frekuensi *sonik*, dan frekuensi diatas 20000 Hz disebut dengan daerah frekuensi *ultrasonik* (Resnick dan Halliday, 1992; Cameron dan Skofronick, 1978).



Gambar 6.3 Kontras spekel sampel *dental plaque biofilm* oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 – 16 Hz

Pada daerah frekuensi infrasonik (seperti pada Gambar 6.3) terlihat kontras spekel semakin rendah seiring dengan meningkatnya frekuensi akustik pada setiap sampel *dental plaque biofilm*. Analisis modulasi spekel pada sampel terjadi penurunan kontras spekel, seiring dengan peningkatan frekuensi akustik (seperti yang di tampilkan pada Lampiran VI dan VII). Efek dari frekuensi infrasonik ini akan mengenai sampel sehingga menyebabkan terjadinya resonansi (turut bergetarnya) setiap sampel *dental plaque biofilm*.

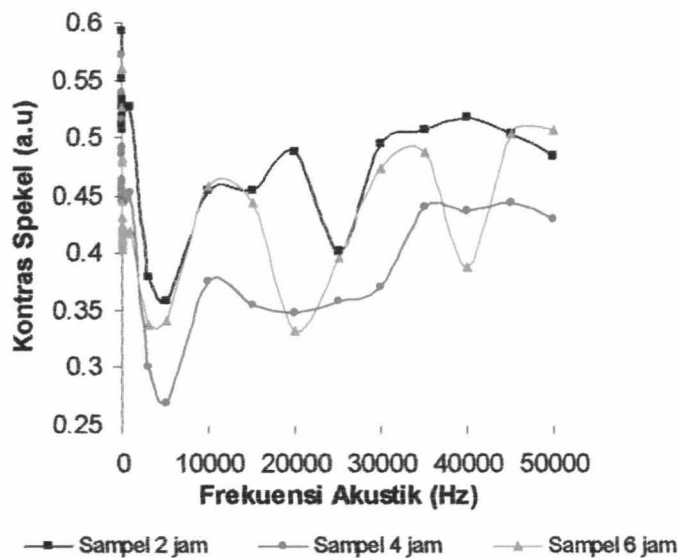


Gambar 6.4. Kontras spekel sampel *dental plaque biofilm* oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang sampai dengan 1000 Hz

Pada daerah frekuensi sonik yaitu daerah yang termasuk frekuensi yang dapat didengar (*audio-frequency*), sampai dengan rentang frekuensi 1000 Hz (seperti pada Gambar 6.4) terlihat kontras spekel cenderung tetap atau konstan pada setiap sampel *dental plaque biofilm*. Analisis modulasi spekel pada sampel terlihat kontras spekel

cenderung tetap (seperti yang di tampilkan pada Lampiran VI dan VII), seiring dengan peningkatan frekuensi akustik sampai rentang 1000 Hz.

Pada daerah frekuensi ultrasonik yang mempunyai frekuensi yang tinggi dan memiliki daya tembus jaringan cukup besar. Terlihat pada Gambar 6.5, mulai dari frekuensi sonik yang ditingkatkan mendekati daerah ultrasonik sampai dengan rentang frekuensi ultrasonik 50000 Hz yang dikenai pada setiap sampel *dental plaque biofilm*, maka diperoleh kontras spekel yang tidak linier seiring dengan peningkatan frekuensi akustik, terjadi perubahan indeks bias secara periodik pada sampel.



Gambar 6.5 Kontras spekel sampel *dental plaque biofilm* oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang sampai dengan 50000 Hz

Secara umum, efek akusto-optik yang dihasilkan oleh pembangkit gelombang ultrasonik pada medium sampel, dimana gelombang akustik merambat pada medium menyebabkan variasi periodik dalam indeks pembiasan (Pollack, 2002). Karakteristik

gelombang ultrasonik yang melalui medium mengakibatkan getaran partikel dengan medium sejajar dengan arah rambat secara longitudinal sehingga menyebabkan partikel medium membentuk *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan). Jarak antara rapatan dan regangan berikutnya atau regangan dan regangan berikutnya sama dengan panjang gelombang (λ). Proses yang menyebabkan terjadinya rapatan dan regangan di dalam medium disebabkan oleh perubahan partikel secara periodik selama gelombang ultrasonik melaluinya (Bueche, 1986; Resnick dan Halliday, 1992). Terjadi osilasi amplitudo oleh frekuensi ultrasonik yang merambat melalui membran mikrokoloni mikroorganisme sampel *dental plaque biofilm*, di sekitar membran mikrokoloni timbul daerah *stress* (rapatan) dan *strain* (regangan) yang menyebabkan beda tekanan pada bidang batas sehingga terjadi tegangan di bidang batas tersebut. Makin tinggi frekuensi ultrasonik maka makin kecil panjang gelombang, sehingga makin pendek jarak rapatan dan regangan. Bila melampaui ambang tekanan pada mikrokoloni mikroorganisme maka membran *dental plaque biofilm* akan rusak sehingga memungkinkan mikroorganisme mengalami kematian (inaktivasi).

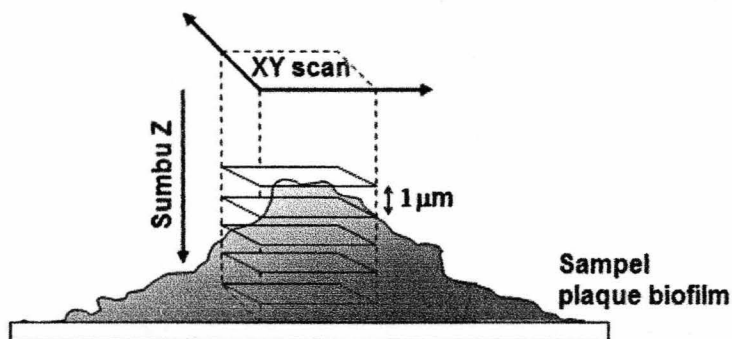
Sistem modulasi pola spekel akusto-optik yang menggunakan analisis kontras spekel untuk deteksi perubahan vibrasi akustik pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam oleh pengaruh frekuensi akustik pada rentang 0 - 50000 Hz. Sistem ini dirancang dan dikembangkan dengan peralatan sederhana yang banyak terdapat di pasaran, sehingga diharapkan dapat dikembangkan menjadi suatu metode analisis dengan menggunakan perangkat pendeteksi yang handal, akurat, murah dan cepat dalam pengujian sampel *dental plaque biofilm*. Pendeteksian pengaruh vibrasi akustik pada ke

tiga daerah frekuensi akustik pada rentang 0 - 50000 Hz terhadap sampel *dental plaque biofilm*, terlihat lebih optimal (baik) pada daerah frekuensi infrasonik dibandingkan pada daerah frekuensi sonik dan ultrasonik. Semakin tinggi frekuensi akustik yang diberikan pada sampel *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel semakin rendah.

6.4.2 Pengamatan dan pengukuran sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan CLSM

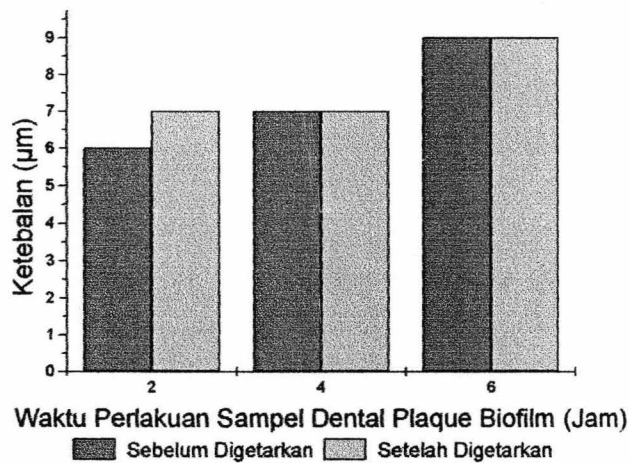
Untuk pengamatan lebih jauh dari *dental plaque biofilm* digunakan peralatan CLSM (Wolf, *et al.*, 2002; Al-Ahmad, *et al.*, 2007; Al-Naimi, *et al.*, 2008; Arweiler, *et al.*, 2008; Bussscher, *et al.*, 2010). CLSM digunakan untuk pengamatan dan pengukuran sampel *dental plaque biofilm* dengan variasi lamanya waktu pengambilan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam di dalam rongga mulut yang dikembangkan pada media akrilik.

Aplikasi dengan menggunakan CLSM, sehingga dapat diperoleh data pengamatan dan pengukuran ketebalan sampel *dental plaque biofilm* pada perlakuan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam, dengan cara mengatur satu lapisan pengukuran dalam 1 μm (1000 nm) lihat ilustrasi pada Gambar 6.6, sehingga pengukuran ketebalan lapisan sampel *dental plaque biofilm* dapat ditentukan.



Gambar 6.6 Sistem pengaturan scanning sampel *dental plaque biofilm* dengan CLSM

Berdasarkan hasil data pengamatan (diperlihatkan pada Gambar 5.9 dan 5.10) dan pengukuran (diperlihatkan pada Tabel 5.3 dan 5.4) yang diperoleh dengan menggunakan CLSM, terjadi perubahan ketebalan pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam sebelum digetarkan dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik. Perubahan ini seperti yang diperlihatkan pada Gambar 6.7.

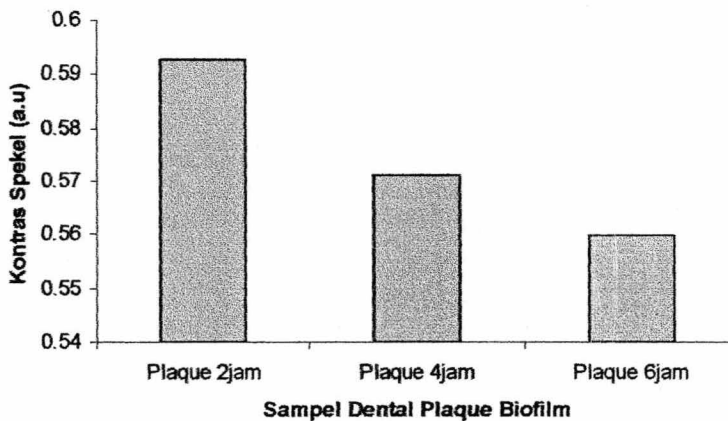


Gambar 6.7 Perubahan ketebalan pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam sebelum dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz selama 3 detik

Pada Gambar 6.7 memperlihatkan secara keseluruhan terjadi perubahan ketebalan pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam sebelum dan setelah vibrasi pada frekuensi 25000 Hz selama 3 detik, dimana ketebalannya mengalami kecenderungan semakin meningkat, seiring dengan makin meningkatnya waktu perlakuan sampel. Jika dikaitkan dengan pengamatan kontras spekel pada setiap sampel *dental plaque biofilm* akibat pengaruh vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz, maka terjadi perubahan kontras pada *dental plaque biofilm*. Pada sampel *dental plaque*

biofilm setelah digetarkan mengalami penurunan kontras spekel jika dibandingkan dengan sebelum digetarkan.

Terlihat juga adanya perubahan pembentukan *dental plaque biofilm*, baik pada sampel perlakuan 2 jam, 4 jam, dan 6 jam. Setelah dilakukan pengukuran masing-masing sampel *dental plaque biofilm*, maka diperoleh ketebalan 6000 nm (6 μm) untuk sampel pada perlakuan 2 jam, 7000 nm (7 μm) pada sampel perlakuan 4 jam, dan 9000 nm (9 μm) pada sampel perlakuan 6 jam. Jika dikaitkan dengan pengamatan masing-masing sampel *dental plaque biofilm* yang menggunakan kontras spekel sebelum dipengaruhi oleh frekuensi akustik, maka diperoleh perbandingan seperti yang diperlihatkan pada Gambar 6.8.



Gambar 6.8. Perbandingan kontras spekel terhadap sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam

Makin lama waktu pembentukan *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel makin rendah dan ketebalan sampel *dental plaque biofilm* meningkat. Sedangkan makin cepat pembentukan *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel makin tinggi dan ketebalan sampel *dental plaque biofilm* menurun. Hal ini menunjukkan terjadi

perkembangan kehidupan pada sampel *dental plaque biofilm* yang diperoleh dari rongga mulut, yaitu mulai dari 2 jam tahap pemasangan awal *dental plaque biofilm*, sampai 4 jam dan 6 jam menuju ke pembentukan *dental plaque biofilm* dewasa.

Kontras spekel memiliki satuan *arbitrary unit* (a.u), dalam ilmu pengetahuan dan teknologi *arbitrary unit* adalah unit atau satuan relatif dari pengukuran untuk menunjukkan rasio jumlah zat, intensitas, atau kuantitas lainnya pada referensi pengukuran yang telah ditentukan (Olesen, 1995). *Arbitrary unit* ini kadang kala disebut sebagai sebuah unit atau satuan yang yang tidak diketahui. Unit ini hanya berfungsi sebagai bagian dari unit untuk membandingkan beberapa pengukuran dilakukan dilingkungan yang sama (SC-C-NPU, 2008).

BAB VII PENUTUP

BAB VII

PENUTUP

7.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil-hasil yang diperoleh di dalam penelitian, maka diperoleh beberapa kesimpulan yaitu :

1. Pencitraan spekel dalam bentuk pola spekel dapat dihasilkan dengan menggunakan konfigurasi difraksi suatu metode akusto-optik pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam yang dikembangkan pada media akrilik.
2. Analisis modulasi pola spekel dengan menggunakan pengolahan citra dalam bentuk histogram menghasilkan kontras spekel, dapat digunakan untuk pendeteksian perubahan bentuk *dental plaque biofilm* akibat pengaruh vibrasi akustik.
3. a) Semakin tinggi frekuensi akustik yang diberikan pada sampel *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel pada sampel semakin rendah. Perubahan ini terlihat lebih optimal pada daerah frekuensi infrasonik dibandingkan dengan daerah sonik dan ultrasonik.
b) Akibat pemberian vibrasi akustik pada frekuensi 25000 Hz selama 3 detik, terjadi perubahan kontras spekel pada *dental plaque biofilm*. Pada sampel *dental plaque biofilm* setelah digetarkan mengalami penurunan kontras spekel jika dibandingkan dengan sebelum digetarkan.

c) Semakin singkat waktu pembentukan *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel makin tinggi dan ketebalan sampel *dental plaque biofilm* rendah. Semakin lama waktu pembentukan *dental plaque biofilm*, maka kontras spekel makin rendah dan ketebalan sampel *dental plaque biofilm* tinggi.

7.2 Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan maka:

1. Perlu disempurnakan peralatan pendeteksi CCD camera dengan spesifikasi yang lebih tinggi, untuk penangkapan pola spekel akusto-optik pada frekuensi yang lebih tinggi.
2. Perlu dikembangkan suatu sistem pengontrol atau pengatur yang menyeluruh pada sistem optis dengan menggunakan metode akusto-optik, sehingga dapat mengatur dan mengontrol komponen pemancar cahaya laser, komponen sumber akustik dan media transmisi, serta komponen detektor pada sampel yang diteliti sesuai dengan kondisi yang diinginkan, real time, dan online.
3. Dapat di terapkan dan dikembangkan pada berbagai disiplin ilmu atau pada penelitian multidisiplin (didasarkan pada kolaborasi antara fisika, kimia, biologi), untuk pedeteksian dan pengendalian terhadap *dental plaque biofilm*.

DAFTAR PUSTAKA

DAFTAR PUSTAKA

- Abbott J.G., and Thurstone F.L., 1979, Acoustic Speckle: Theory and Experimental Analysis, *Ultra. Imag.*, 1 : 303-324.
- Ackerman E., Ellis L.B.M., and William L.E., 1988, *Ilmu Biofisika*, Penerjemah Redjani dan Abdulbasir, Airlangga University Press, Surabaya.
- Aizu Y., and Asakura T., 1996, *Biospeckles*, in *Trends in Optics*, A. Consortini, Ed., Academic Press, San Diego.
- Aizu Y., and Asakura T., 1991, Biospeckle phenomena and their application to the evaluation of blood flow, *Opt. Laser Tech.*, 23, 205.
- Al-Ahmad A., Axel W., Thorsten M.A., Marie F., Gabriele B., Elmar H., and Nicole B.A., 2007, The in Vivo Dynamics of Streptococcus spp., Actinomyces naeslundii, Fusobacterium nucleatum and Veillonella spp. In Dental Plaque Biofilm as Analysed by Five-Colour Multiplex Fluorescence in Situ Hybridization, *J. Med. Microbiol.*, 56 : 681-687.
- Al-Naimi O.T., Toshiyuki I., Ross S.H., and Jhon F.M.C., 2008, Fluoride Release for Restorative Materials and its Effect on Biofilm Formation in Natural Saliva, *J. Mater. Sci.: Mater. Med.*, 19 :1243-1248.
- Anonim, 2004, *User's Manual, Fluoview FV1000 Confocal Laser Scanning Biological Microscope*, Olympus Corporation, Tokyo.
- Anusavice K.J., 2003, *Buku Ajar Ilmu Bahan Kedokteran Gigi*, Alih Bahasa Budiman J.A., Purwoko S., EGC, Jakarta.
- Amalvy J.I., Lasquibar C.A., Arizaga R., Rabal H.J., and Trivi M., 2001, Application of dynamic speckle interferometry to the drying of coatings, *Prog. Org. Coat.*, 42, 89.
- Apsari R., 2009, *Sistem Fuzzy Berbasis Laser Speckle Imaging Untuk Deteksi Kualitas Enamel Gigi Akibat Paparan Laser ND:YAG*, Disertasi Program Pascasarjana UNAIR, Surabaya.
- Arweiler B.N., Ronaldo L., Anton S., Ali A., Elmar H., and Thorsten M.A., 2008, Effect of Food Preservatives on in situ biofilm formation, *Clin. Oral Invest.*, 12 : 203-208.

- Asakura T., and Takai N., 1981, Dynamic Laser Speckles and their Application to Velocity Measurements of the Diffuse Object, *Appl. Opt.*, 25, 179.
- Atlan M., Forget B.C., Ramaz F., Boccara A.C., and Gross M., 2005, Pulsed acousto-optic imaging in dynamic scattering media with heterodyne parallel speckle detection, *Opt. Lett.*, 30 : 1360-1362.
- Auschill T.M., Helwig E., Sculean A., Hein N., and Arweiler N.B., 2004, Impact of the Intraoral Location on the Rate of Biofilm Growth, *Clin. Oral Invest.*, 8 : 97-101.
- Baehni P., and Bourgeois D., 1998, Epidemiology of periodontal health and disease, *Proceedings of the European Workshop on Mechanical Plaque Control*, pages 19-34. Quintessence Publishing Co., Chicago.
- Balakin L.V., Balakshy V.I., Voloshinov V.B., and Mironov O.V., 1991, Spectral Processing of Images with the help of an Acousto-Optic Videofilter and an Acousto-Optic Scanning Device, *J. Tech. Phys.*, V.61, #10, 100-104.
- Bandyopadhyay R., Gittings A.S., Suh S.S., Dixon P.K., and Durian D.J., 2005, Speckle visibility spectroscopy: A tool to study time varying dynamics, *Rev. Sci. Instr.*, 76, 093110.
- Banerjee P.P., and Poon T-C., 1991, *Principles of Applied Optics*, Richard D. Irwin, Inc., Boston.
- Bergkvist A., 1997, *Biospeckle-based study of the line profile of light scattered in strawberries*, Thesis Master Degree, Faculty of Technology at Lund University, Lund.
- Bogomolov D.V., and Voloshinov V.B., 2004, Analysis of quality of images obtained by acousto-optic filtering, *Proc. SPIE*, V.5828, 105-116.
- Brad A., 2005, Birefringence for Facetors, *First published in StoneChat, J. UK Facet. Cutter's Guild.*, January-March, Ed.
- Braga R. A., Dal Fabbro I.M., Borem F.V., Rabelo G., Arizaga R., Rabal H.J., and Trivi M., 2003, Assessment of seed's visibility by laser speckle techniques. *Biosys. Eng.*, 86, 287.
- Briers J.D., 1993, Speckle fluctuations and biomedical optics: Implications and applications, *Opt. Eng.*, 32, 277.
- Brillouin L., 1922, Diffusion of light and X-ray by a transparent homogeneous body: The influence of thermal agitation. *Annu. Phys.*, 17, 88.

- Bueche R.J., 1986, *Introduction to Physics for Scientists and Engineers*, McGraw-Hill, New York.
- Busscher H.J., Rinastiti M., Siswomihardjo W., and Van der Mei H.C., 2010, Biofilm Formation on Dental Restorative and Implant Materials, *J. Dent. Res.*, 89 (7) : 657-665.
- Cabello C.I., Bertolini G., Amaya S., Arizaga R., and Trivi M., 2007, Hydroabsorption analysis by speckle techniques, *Proceedings of TecnoLaser*, Darías, J., Ed., Electronic Edition.
- Cameron J.R., and Skofronick J.G., 1978, *Medical Physics*, John Willey & sons, New York.
- Carranza F.A., Newman M.G., Takei H.H., and Klokevold, 2006, *Clinical Periodontology : Microbiology of Periodontal Diseases*, Tenth Edition, W.B. Saunders an Imprint of Elseiver inc., USA.
- Cense A.W., 2005, *A Spray Based Method for Biofilm Removal*, Technische Universiteit Eindhoven, Eindhoven.
- Chandra J., Mukherjee P.K., Leidich S.D., Faddoul F.F., Hoyer L.L., Douglas L.J., and Ghannoum M.A., 2001, Antifungal Resistance of Candidal Biofilms Formed on Denture Acrylic in vitro, *J. Dent. Res.*, 80 : 903.
- Chang I.C., 1995, *Acoustooptic Devices and Applications, Optics II : Fundamentals, Techniques, and Design*, McGraw-Hill, New York.
- Characklis W.G., and Marshall K.C., 1990, *Biofilm*, John Wiley & Sons, Inc, New York.
- Chivukula V.S., Michael S.S, and Daumantas C., 2007, Recent Advances in Application of Acoustic, Acousto-Optic, and Photoacoustic Methods in Biology and Medicine, *Review Article Phys. Stat. Sol. (a)* 204 No.10 : 3209-3236.
- Chu B., 1991, *Laser Light Scattering: Basic Principles and Practice*, 2nd ed., Academic Press, Boston.
- Claxton N.S., Thomas J.F., and Michael W.D., 2006, *Laser Scanning Confocal Microscopy*, Department of Optical Microscopy and Digital Imaging, The Florida State University, Florida
- Costerton J.W., 1987, Bacterial Biofilm in Nature an Disease, *Annu. Rev. Microbiol.*, 41 : 435-464.

- Creath K., 1985, Phase shift speckle interferometry, *Appl. Opt.*, 24, 3053.
- Dainty J. C., 1984, *Laser Speckle and Related Phenomena*, 2nd ed., Dainty, J. C., Ed., Springer Verlag, New York.
- Das P.K., and DeCusatis C.M., 1991, *Acousto-Optic Signal Processing: Fundamentals & Applications*, Artech House, Inc., Boston.
- Del Mar Ventures, 2007, Collinear and non-collinear acousto-optic filter, <http://www.sciner.com>.
- DiMarzio C.A., and Todd W. Murray, 2003, Medical Imaging Techniques Combining Light and Ultrasound, *Subsurf. Sens. Techn. and Appl.*, Vol. 4, No. 4 : 289-309.
- Dixon R.W., 1967, Photoelastic Propertis of Selected Materials and Their Relevance for Applications to Acoustic Light Modulator and Scanners, *J. Appl. Phys.* (Dec.) 38 : 5149.
- Dunn A. K., Devor A, Bolay H., Anderman M.L., Moskowitz M.A., Dale A., and Boas D.A., 2003, Simultaneous imaging of total cerebral hemoglobin concentration, oxygenation, and blood flow during functional activation, *Opt. Lett.*, 28, 28.
- Eliasson B., and Mottier F., 1971, Determination of the Granular Radiance Distribution of a Diffuser and its use for Vibration Analysis, *J. Opt. Soc. Am.*, 61, 559.
- Federico A., Kaufmann G.H., Galizzi G.E., Rabal H.J., Trivi M., and Arizaga R., 2006, Simulation of dynamic speckle sequences and its application to the analysis of transient processes, *Opt. Comm.*, 260 : 493.
- Forget B-C., Francois R., Michael A., Juliette S., and Albert C.B., 2003, High-Contrast Fast Fourier Transform Acousto Optical Tomography of Phantom Tissues with a Frequency Chirp Modulation of the Ultrasound, *Appl. Opt. OCIS*, Vol. 42, No.7 : 1379-1383.
- Gat N., 2000, Imaging Spectroscopy Using Tunable Filter, *Proc. SPIE*, Vol. 4056, 50-64.
- Ghoshal A., 2003, Eksperimental Investigation of Damage Detection in Composite Material Structures using a Laser Vibrometer and Piezoelectric Actuators, *J. Intel. Mater. Sys. and Struct.*, 14 : 521.
- Giancoli D.C., 1998, *Fisika*, Penerjemah Yuhilsa Hanum, Penerbit Erlangga , Jakarta.

- Gies D.T., and Poon T-C., 2002, Measurement of Acoustic Radiation Pattern in an Acousto Optics Modulator, *SECon. Proc. IEEE*, 441-445.
- Ginting, 2002, Mempertegas Tampilan Citra Foto Roentgen Dengan Metode Perataan Histogram Melalui Perbaikan Local dan Pewarnaan Semu, Tesis Program Pascasarjana UGM, Yogyakarta.
- Gmur R., Elin G., Monique H.v.d.V., Elbert d.J., Jacob M.t.C., and Bernhard G., 2006, In Vitro Quantitative Light-Induced Fluorescence to Measure Changes in Enamel Mineralization, *Clin. Oral Invest.*, 10 : 187-195.
- Gonzales and Woods, 1993, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley Publishing Company, inc, USA.
- Goodman J.W., 2007, *Speckle Phenomena in Optic; Theory and Application*, Robert and Co., Englewood, Colorado.
- Goodman J.W., 1976, Some Fundamental Properties of Speckle, *J. Opt. Soc. Am.*, 66, 1145.
- Goodman J.W., 1984, *Statistical Properties of Laser Speckle Patterns, in Laser Speckle and Related Phenomena*, 2nd ed., Dainty, J.C., Ed., Springer Verlag, New York.
- Gross M., Lesafire M., Ramaz F., Delaye P., Roosen R., and Boccara A.C., 2009, Detection of the Tagged on Untagged Photons in Acousto-Optic Imaging of Thick Highly Scattering Media by Photorefractive Adaptive Holography, *Eur. Phys. J.*, E 28 : 173-182.
- Guenter, 1990, *Modern Optics*, John Wiley and Sons, USA.
- Gurenlian JoAnn R., 2007, The Role of Dental Plaque Biofilm in Oral Health, *J. Dent. Hyg.*, Special Supplement.
- Gurevich B., Andreyev S., and Belyaev A., 2005, Study of Object Surface Characteristics Using an Acousto-Optic Tunable Filter, *Proc. SPIE*, V.5953, 245-250.
- Habash M., and Reid G., 1999, Microbial Biofilm: Their Development and Significance for Medical Device Related Infections, *J. Clin. Pharm.*, 39 : 887-898.
- Haeruddin, 2002, *Perbaikan Kualitas Citra Radiograf Berbasis Logika Samar Untuk Mendeteksi Kelainan*, Tesis Program Pascasarjana UGM, Yogyakarta.

- Harmadi, dan Agus Rubiyanto, 2004, Pengukuran Pola Radiasi Akustik Dari Suatu Modulator Akusto-Optik Dengan Menggunakan Laser He-Ne, *Pros. Sem. Nas. Pascasarjana ITS IV*, Surabaya.
- Harmadi, Gatut Youdoyono, Mitrayana, Agus Rubiyanto, M. Zainuddin, dan Suhariningsih, 2010, Pola Spekel Akusto-Optik untuk Mendeteksi Getaran Akustik Pada Objek yang Bergetar, *Pros. Sem. Nas. Sains III*, IPB, Bogor.
- Hibbs A.R., 2004, *Confocal Microscopy for Biologists*, Kluwer Academic, New York.
- Hoyle B., and Costerton W., 1991, Bacterial resistance to antibiotics: the role of biofilms, *Prog. Drug Res.*, 37, 91-105.
- Jamilah I., 1996, *Formation and Control of Aeromonas Hydrophila Biofilm on Stainless Steel Surfaces*, Thesis Food Science and Technology Department, Mississippi University.
- Jamilah I., 2003, *Biofilm, Sebagai Mikrolingkungan Bakteri Yang Unik*, Program Pascasarjana IPB, Bogor.
- Jodlowski L., 2003, Optimisation of Construction of Two-Channel Acousto-Optic Modulator for Radio-Signal Detection, *Opto. Elec. Rev.*, 11(1), 55-63.
- Kim S., Gao L., and Wagner K., 2005, Acousto-optic tunable filter using phased-array transducer with linearized RF to optical frequency mapping, *Proc. SPIE*, V.5953, 171-178.
- Kutuza I.B., Pozhar V.E., and Pustovoit V.I., 2003, AOTF-Based Imaging Spectrometers for Research of Small-Size Biological Objects, *Proc. SPIE*, V.5143, 165-169.
- Laurence J.W., 2006, *Fluorescence and Photochemical Reactions: Lessons from teeth and tissues*, School of Dentistry The University of Queensland.
- Leveque F.S., Boccara A.C., Lebec M., and Saint J.H., 1998, A Multidetector Approach to Ultrasonic Speckle Modulation Imaging, in: *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, OSA Trends in Optics and Photonics Series, OSA, Vol. 21 : 397-400.
- Laveque F.S., Boccara A.C., Lebec M., and Saint J.H., 1999, Ultrasonik Tagging of Photon Paths in Scattering Media: Paralel Speckle Modulation Processing, *Opt. Lett.* 24 : 181-183.

- Leveque F.S., Juliette S., Lionel P., and Albert C.B., 2001, In Situ local Tissue Characterization and Imaging by Backscattering Acousto-optic Imaging, *Elsevier Science, Opt. Comm.*, 196 : 127-131.
- Leveque F.S., Karine S., Pascaline L., Francis T., and Marie-Piere F-A., 2003, Photonics For the Study of Biological Systems: From the Reactivity to the Diagnostic, *Imag. Anal. Diag.*, 70-77.
- Li J., Ku G., and Wang L.V., 2002, Ultrasound-Modulated Optical Tomography of Biological Tissue Using Contrast of Laser Speckles, *Appl. Opt.* 41 : 6030-6035.
- Li Nan, Tong S., Ye D., Shun, and Thakor, 2005, *Cortical Vascular Blood Flow Pattern by Laser Speckle Imaging*, Biomedical Engineering Departement, Jhons Hopkins School of Medicine, Baltimore.
- Manappallil J.J., 2008, *Basic Dental Materials*, Jaypee Brothers Medical Publisher (P) Ltd, New Delhi.
- Marihot F.S., 1994, *Pengolahan Citra Untuk Diagnosa Radiografi Medis*, FMIPA Jurusan Fisika UGM, Yogyakarta.
- Marshall K.C., 1992, Biofilms: An Overview of Bacterial Adhesion, Activity, and Control at surfaces, *Am. Soc. Microbiol. N.*, 58, 203-205.
- Menghini G., Steiner M., and Marthaler T., 1998, Zahngesundheit und weitere orale Befunde bei Schülern in 16 Landgemeinden des Kantons Zürich 1996, *Act. Med. Dent. Hel.*, 3, 87-92.
- Minsky M., 1961, Microscopy Appartus, *US. Pat.*, 3,013,467.
- Morhart R., Cowman R., and Fitzgerald R., 1980, *Ecologic Determinants of the Oral Microbiota*, In L. Menaker, Ed., *The Biologic Basis of Dental Caries*, Harper & Row, Hagerstown.
- Neu T.R., VanDerMei H.C., and Bussscher H.J., 1992, *Biofilms Associated with Health*, In Melo L.F., Bott T.R., Fletcher M., and Capdeville B., Ed., *Biofilms-Science and Technology*. Kluwer Academic Publisher, The Netherlands
- Nield-Gehrig J.S., and Willmann D.E., 2003, *Dental Plaque Biofilms : Foundations of Periodontics for the Dental Hygienist*, Lippincott Williams & Wilkins : 67-73.
- Nye J.F., 1957, *Physical Properties of Crystals*, Oxford Clarendon Press, London.

- Oh D.H., and Marshall, D.L., 1995, Destruction of *Listeria Monocytogenes* Biofilm on Stainless Steel Using Monolaurin and Heat, *J. Food Prot.*, 53, 251-255.
- Okamoto T. and Asakura T., 1995, The statistics of dynamic speckles, *Prog. Opt.* XXXIV, E. Wolf, Ed., Elsevier, Amsterdam.
- Olesen H., 1995, Properties and Units in the Clinical Laboratory Sciences, *Pure and Appl. Chem*, (IUPAC) 87 (8/9) : 1563-1574.
- Overman P.R., 2000, Biofilm: A New View of Plaque, *J. Contemp. Dent. Pract.*, Vol. 1, No. 3 Summer Issue.
- Pawley J.B., 1995, *Handbook of Biological Confocal Microscopy*, Plenum Press, New York.
- Pinnow D., 1970, Guidelines for the Selection of Acousto-Optic Materials, *IEEE J.*, QE 6 : 223-238.
- Pollack S.E., 2002, *An Introduction to Acousto-Optics*, Fundamentals of Optics and Lasers Unniversity of Colorado, Boulder.
- Pomarico J.A., Di Rocco H.O., Alvarez L., Lanusse C., Mottier L., Saumell C., Rabal H.J., Arizaga R., and Trivi M., 2004, Speckle interferometry applied to pharmacodynamics studies: Evaluation of parasite motility, *Eur. Biophy. J.*, 33, 694.
- Rabal H. J., Arizaga R., Cap N., Grumel E., and Trivi M., 2003, Numerical model for dynamic speckle: an approach using the movement of scatterers, *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.*, 5, S381.
- Rabal H. J., and Braga R.A., 2009, *Dynamic Laser Speckle and Applications*, Optical science and engineering : 139, Taylor & Francis Group, LLC.
- Rajwa B., Ahmed W., Venkatapathi M., Gregori G., Jin F., Soos J., Tivedi S., and Robinson J.P., 2005, AOTF Based System for Image Cytometry, *Proc. SPIE*, Vol. 5694.
- Raman C.V. and Nath N.S.N., 1935, The diffraction of light by high frequency sound waves, *Proc. Ind. Ac. Sci.*, 2:406-420; 3:75-84; 3:119-125; 3:459-465, 4:222-242.
- Rasban W., 2009, ImageJ Online, Available : <http://rsb.info.nih.gov/ij/>.

- Resnick R., dan Halliday D., 1992, *Fisika*, Penerjemah Pantur Silaban dan Erwin Sucipto, Penerbit Erlangga, Jakarta.
- Rosen W., 1992, Application Note on AOTFs, *Inter. Doc. Brimrose Corp. Am.*, Vol. 1.
- Sabbagha R.E., 1980, *Diagnostic Ultrasound Applied to Obstetrics and Gynecology*, Happer & Row, London.
- SC-C-NPU, 2008, Confirmed Minutes for the Meeting in Uppsala 2008/10/23-25 Committee and Subcommittee on Nomenclature, Properties and Units (SC-C-NPU).
- Schwarz F., Sculean A., Georg R., Monika H., Hora N., Werner S., and Becker J., 2005, Influence of Different Approaches on the Removal of early Plaque Biofilms and the Viability of SAOS2 Osteoblasts Grown on Titanium Implants, *Clin. Oral Invest.*, 9 : 111-117.
- Schwarz F., Sculean A., Wieland M., Hora N., Nuesry E, Bube C., and Becker J, 2007, Effects of Hydrophilicity and Microtopography of Titanium Implant Surfaces on Initial Supragingival Plaque Biofilm Formation. A Pilot Study, *Mund. Kiefer. Gesichts. Chir.*, 11 : 333-338.
- Schwarz F., and Jurgen Becker, 2005, Treatment of Periodontitis and Peri-Implantitis With an Er:YAG Laser: Experimental and Clinical Studies, *Med. Laser Appl.*, 20 : 47-59.
- Selb J., Leveque F.S., Lionel P., and Boccara A.C., 2001, 3D Acousto-Optic Modulated-Speckle Imaging in Biological Tissues, *Appl. Phys. Biophys. C. R. Acad. Sci. Paris*, t.2, serie IV, p.1213-1225.
- Shemesh H., Goertz D.E., Van der Sluis L.W.M., De Jong N., Wua M.K., and Wesselink P.R., 2007, High Frequency Ultrasound Imaging of Asingle-Species Biofilm, *J. Dentis.*, 35 : 673 – 678.
- Sheppard C.J.R., and Shotton D.M., 1997, *Confocal Laser Scanning Microscopy*, BIOS Scientific Publisher, Oxford.
- Shonat R.D., Wachman E.S., Niu W., Koretsky A.P., and Farkas D.I., 1997, Near-Simutaneous Hemoglobin Saturation and Oxygen Tension Maps in Mouse Brain Using an AOTF Microscope, *Biophys. J.*, 73 : 1223-1231.
- Sihorkar V., and Vyas S.P., 2001, Biofilm Consortia on Biomedical and Biological Surfaces: Delivery and Targeting Strategies, *Pharm. Res.*, Vol. 18, No. 9 : 1247-1254.

- Sousa R.P., Zanin I.C.J., Lima J.P.M., Vasconcelos S.M.L.C., Melo M.A.S., Beltrao H.C.P., and Rodrigues L.K.A., 2009, In Situ Effects of Restorative Materials on Dental Biofilm and Enamel Demineralisation, *J. Dentis.*, 37 : 44-51.
- Stifter D., 2007, Beyond Biomedicine: A Review of Alternative Applications and Developments for Optical Coherence Tomography, *Appl. Phys.*, B 88 : 337-357.
- Straub A., Salvi G., and Lang N., 1998, Supragingival plaque formation in the human dentition, In Lang N., Attström R., and Løe H., Ed., *Proceedings of the European Workshop on Mechanical Plaque Control*, pages 72–84.
- Sutiono B.T., 1982, *Studi Keamanan Penggunaan Gelombang Ultrasonik dalam Kedokteran*, Fisika ITB, Bandung.
- Svanberg S., 1992, *Atomic and Molecular Spectroscopy*, Springer Verlag, Berlin.
- Tamaki, Araie, Kawamoto, Eguchi, and Fujii, 1994, Non-Contact, Two Dimensional Measurement of Retinal Microcirculation Using Laser Speckle Phenomenon, *Invest. Opt. Mol. Vis. Sci.* 35 ; pp 3825-34.
- Tearney G. J. and B.E. Bouma, 2002, Atherosclerotic plaque characterization by spatial and temporal speckle patterns, *Opt. Lett.*, 27, 533.
- Thein Z.M., Yuthika H.S., and Lakshman P.S., 2007, In Vitro Biofilm Formation of *Candida Albicans* and Non-albicans *Candida* Species Under Dynamic and Anaerobic Conditions, *Arch. Oral Bio.*, 52 : 761-767.
- Todea, C.D.M., 2004, Laser Applications in Conservative Dentistry, *Inv. Rev. TMJ*, Vol. 54, No. 4 : 392-405.
- Tuchin V. V., 1993, Laser and fiber optics in biomedicine, *Laser Phys.*, 3, 767.
- U.S. Food and Drug Administration (FDA), 1997, *Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers*, Technical report, Rockville, MD: FDA.
- Variani, 2000, *Pembuatan Sistem Pengenalan Citra Foto Roentgen Untuk Penentuan Lokasi Kelainan*, Tesis Program Pascasarjana UGM, Yogyakarta.
- Vo-Dinh T., 2003, *Biomedical Photonics Handbook*, CRC Press, New York.
- Wachman E.S., Niu W., and Farkas D.I, 1996, Imaging Acousto-Optic Tunable Filter with 0.35 μ m Spatial Resolution, *Appl. Opt.*, 35 : 5220-5226.

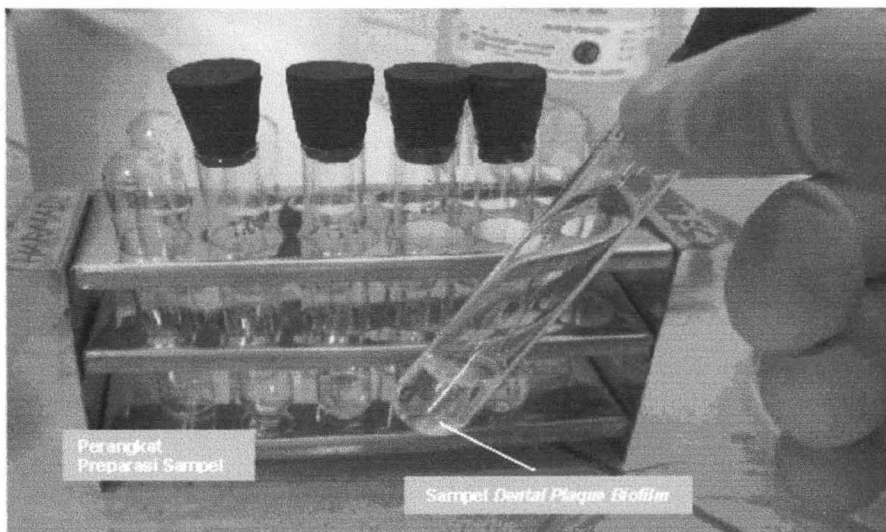
- Wang L.V., 2004, Ultrasound-mediated Biophotonic Imaging: A review of Acousto-Optical Tomography and Photo-Acoustic Tomography, *IOS Press*, 123-138.
- World Health Organization, 1997, *Global oral health data bank*, World Health Organization, Geneva.
- Wolf G., Joao G.C., and Maria A.M.R., 2002, Optical and Spectroscopic Methods for Biofilm Examination and Monitoring, *Rev. Env.l Sci. & Biotecnol.*, 1 :227-251.
- Yao G., and Wang L.V., 2000, Theoretical and Eksperimental Studies of Ultrasound-Modulated Optical Tomography in Biological Tissue, *Appl. Opt.* 39 : 659-664.
- Yariv A., and Yeh, P., 1984, *Optical Waves in Crystals. Propagation and Control of Laser Radiation*, Jhon Wiley & Sons,inc., New York.
- Yu P., Peng L., Mustata M., Turek J.J., Melloch M.R., and Nolte D.D., 2004, Time dependent speckle in holographic optical coherence imaging and the health of tumor tissue, *Opt. Lett.*, 29, 68.
- Yuste R., Lanni F., Konnerth, 2000, *Imaging Neurons: A Laboratory Manual*, Cold Spring Harbor Press, New York.

LAMPIRAN I

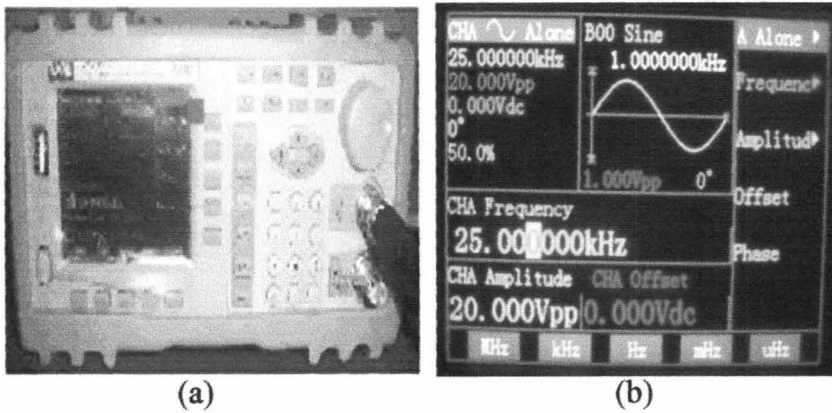
PERALATAN PENELITIAN



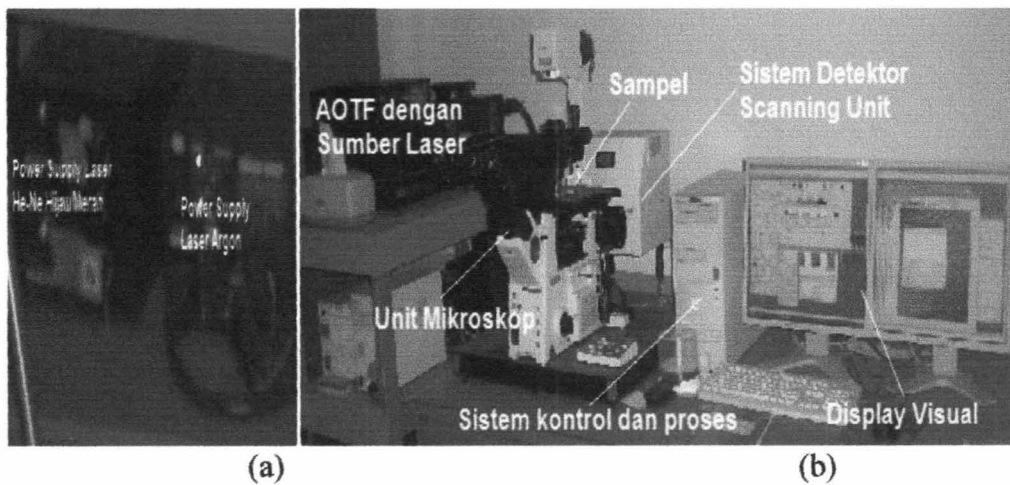
Gambar I.1 Sistem peralatan pengujian karakteristik sampel *dental plaque biofilm* menggunakan Spektroskopi Serapan Atom (AAS)



Gambar I.2. Prangkat preparasi sampel untuk pengujian karakteristik sampel



Gambar 1.3 Perangkat pembangkit frekuensi akustik,
 a). *Function Generator VOM VFG-3060 60MHz*
 b). *Display visual Function Generator*

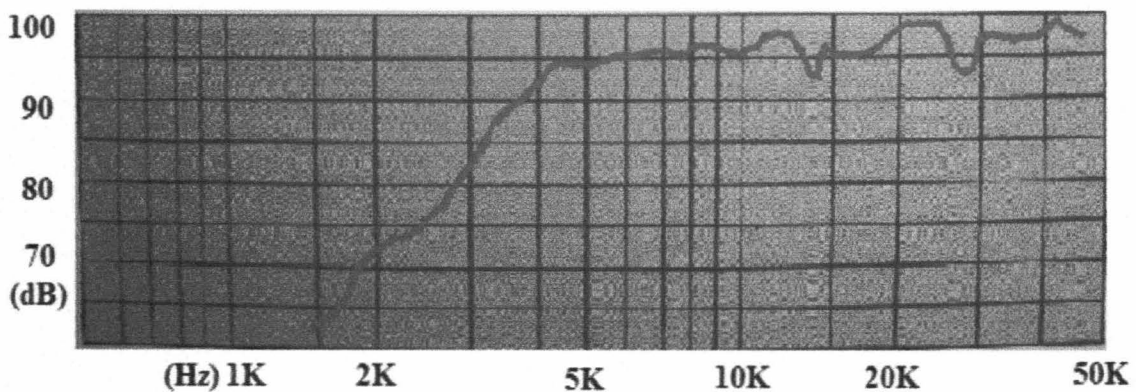


Gambar 1.4 Perangkat pengamatan dan pengukuran *dental plaque biofilm* dengan CLSM
 a). *Pembangkit sumber laser pada CLSM*
 b). *Komponen CLSM yang dilengkapi dengan AOTF*

LAMPIRAN II**KARAKTERISTIK TRANSDUSER PIEZOELEKTRIK**

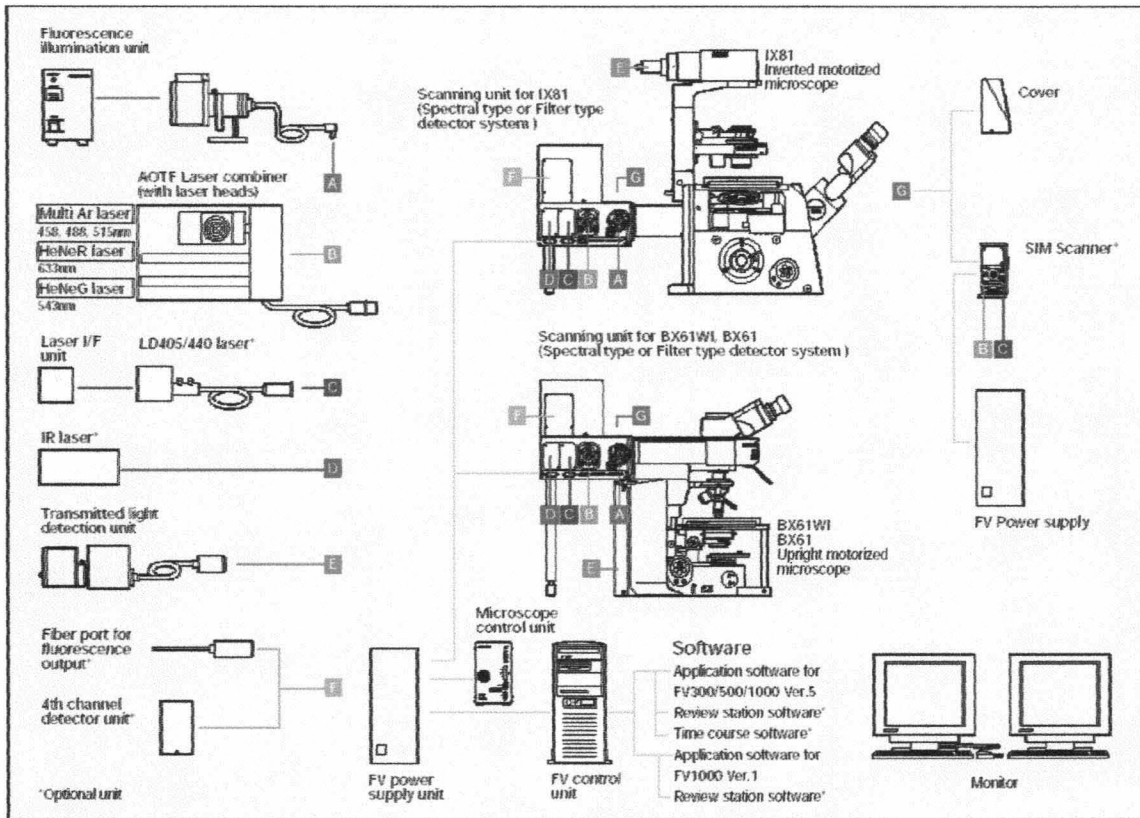
Spesifikasi Piezoelektrik :

- Daya *continuous peak program* : 75 Watt
- Daya *intermittent peak* : 150 Watt
- Efisiensi : 92 dB / 1 Watt pada 1 meter
- Impedansi : Di atas 1.500 ohm / 1,2 KHz dan
55 ohm / 40 KHz
- Frekuensi respon :



Gambar II.1 Frekuensi respon transduser piezoelektrik pada masukan 2.83 Volt (RMS) dengan jarak mikropon 1 meter

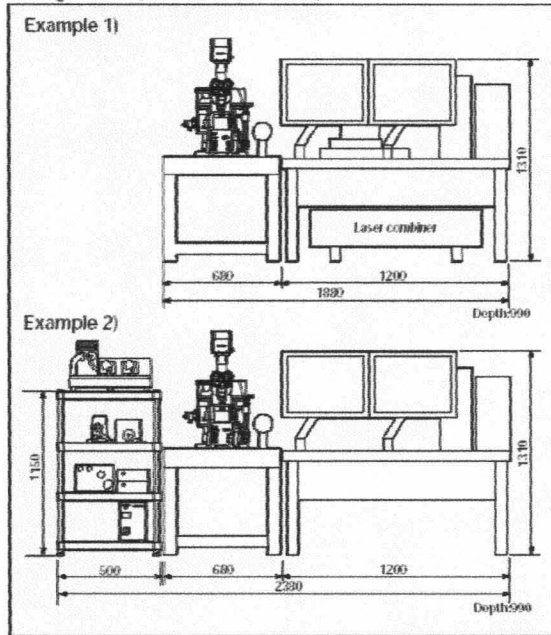
Diagram Spesifikasi CLSM FV1000 Olympus



Recommended FV1000 system setup arrangements (IX81, BX61, BX61WI)

(unit: mm)

Dimensions, weight and power consumption



	Dimensions (mm)	Weight (kg)	Power consumption
Microscope with Scan unit	BX system 320(W) x 580(D) x 565(H)	41	None
	BX system 350(W) x 750(D) x 640(H)	51	
Fluorescence illumination unit	Main unit 180(W) x 320(D) x 235(H)	6.7	100V/200V/260VA
	Power supply 150(W) x 295(D) x 200(H)	4.6	
Transmitted light detection unit	170(W) x 330(D) x 130(H)	5.9	Non (Microscope control unit)
Microscope control unit	125(W) x 330(D) x 215(H)	5.8	100-120/220-240V/350VA
FV Power Supply unit	180(W) x 328(D) x 424(H)	7.5	100-120/220-240V/400VA
FV Control unit (Computer)	180(W) x 420(D) x 360(H)	11.2	100-120/220-240V/300VA
Monitor	415(W) x 216(D) x 435(H)	6.6	100-120/220-240V/100VA
Laser combiner (with Laser heads)	483(W) x 800(D) x 279(H)	45	None
Multi Ar laser Power Supply	162(W) x 330(D) x 98(H)	3.2	100-120/220-240V/1500VA
HeNe G laser Power Supply	160(W) x 270(D) x 54(H)	1.4	100-120/220-240V/30VA
HeNe R laser Power Supply	160(W) x 270(D) x 54(H)	1.4	100-120/220-240V/30VA
LD405/440 laser	Laser head 70(W) x 70(D) x 70(H)	0.5	100-120/220-240V/100VA
	Power Supply 95(H) x 210(W) x 297(D)	2.7	

Gambar II.2 Diagram Spesifikasi CLSM FV1000 Olympus

LAMPIRAN III

Hasil Konsentrasi Unsur Utama Sampel *Dental Plaque Biofilm*Tabel III.1 Hasil pengukuran konsentrasi unsur Natrium (Na) sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan AAS ZEE nit 700

Sample table: Concentration/content **Na**

Batch: Customer order:
Sample ID/Fixed:

A: analysed sample O: original sample

No	Name	Pos	weight/g SV/mL	ASDF Pre-DF	Conc.	A: $\mu\text{g/L}$ O: $\mu\text{g/L}$	CI	SD	RSD/%	Rem
1	Sample	1		10.000	A: O:	6.266 6.266	11.86 11.86			710
2	Sample	2		10.000	A: O:	9.629 9.629	11.79 11.79			
3	Sample	3		10.000	A: O:	9.971 9.971	11.78 11.78			
4	Sample	4		10.000	A: O:	17.99 17.99	11.62 11.62			

Sample 1 = 0 jam tanpa perlakuan (Kontrol)

Sample 2 = 2 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Sample 3 = 4 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Sample 4 = 6 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Tabel III.2 Hasil pengukuran konsentrasi unsur Kalsium (Ca) sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan AAS ZEE nit 700

Sample table: Concentration/content **Ca**

Batch: Customer order:
Sample ID/Fixed:

A: analysed sample O: original sample

No	Name	Pos	weight/g SV/mL	ASDF Pre-DF	Conc.	A: $\mu\text{g/L}$ O: $\mu\text{g/L}$	CI	SD	RSD/%	Rem
1	Sample	1		10.000	A: O:	6.787 67.87	10.31 103.1			
2	Sample	2		10.000	A: O:	15.95 159.5	10.15 101.5			
3	Sample	3		10.000	A: O:	30.36 303.6	9.936 99.36			
4	Sample	4		10.000	A: O:	29.67 296.7	9.945 99.45			

Sample 1 = 0 jam tanpa perlakuan (Kontrol)

Sample 2 = 2 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Sample 3 = 4 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Sample 4 = 6 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Tabel III.3 Hasil pengukuran konsentrasi unsur Kalium (K) sampel *dental plaque biofilm* dengan menggunakan AAS ZEE nit 700

Sample table: Concentration/content

K

Batch:

Customer order:

Sample ID/Fixed:

A: analysed sample O: original sample

No	Name	Pos	weight/g SV/mL	ASDF Pre-DF	Conc.	A: $\mu\text{g/L}$ O: $\mu\text{g/L}$	CI	SD	RSD/%	Rem
1	Sample	1		10.000	A: O:	0.4963 4.963	0.3983 3.983			
2	Sample	2		10.000	A: O:	0.6146 6.146	0.3949 3.949			
3	Sample	3		10.000	A: O:	0.7257 7.257	0.3918 3.918			
4	Sample	4		10.000	A: O:	1.401 14.01	0.3787 3.787			

Sample 1 = 0 jam tanpa perlakuan (Kontrol)

Sample 2 = 2 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Sample 3 = 4 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Sample 4 = 6 jam spesimen plaque biofilm saliva mulut

Tabel IV.1.a Data Distribusi Intensitas Sampel *Dental Plaque* Keabuan 2 Jam Sebelum Digetarkan Dengan Frekuensi Akustik :

0	612	32	21391	64	46879	96	21806	128	17291	160	19813	192	18901	224	15377
1	626	33	29136	65	66185	97	22184	129	17569	161	19105	193	18044	225	16093
2	537	34	23202	66	50979	98	12665	130	17665	162	19665	194	18178	226	15571
3	540	35	25259	67	50488	99	22594	131	17475	163	19405	195	17760	227	15667
4	878	36	36082	68	65835	100	21869	132	17046	164	19554	196	18358	228	15487
5	688	37	29329	69	48737	101	22029	133	17133	165	19159	197	16965	229	15236
6	848	38	31133	70	49865	102	13525	134	17179	166	19567	198	18453	230	16210
7	1410	39	45205	71	67728	103	21740	135	17407	167	19240	199	17199	231	15883
8	1375	40	34352	72	50857	104	21183	136	17422	168	19761	200	17740	232	17820
9	1627	41	34931	73	52184	105	14323	137	17660	169	20535	201	17485	233	16293
10	2469	42	44235	74	82042	106	21784	138	18265	170	19301	202	17136	234	17782
11	2245	43	32258	75	74235	107	21170	139	18473	171	20351	203	17375	235	16685
12	2552	44	31422	76	2073912	108	14102	140	18667	172	19325	204	17138	236	16860
13	4505	45	41974	77	97850	109	20316	141	18779	173	19632	205	18186	237	17366
14	3964	46	32986	78	30707	110	20201	142	19086	174	19229	206	17280	238	16425
15	4170	47	33162	79	45095	111	19401	143	18630	175	19388	207	18347	239	17172
16	6058	48	46910	80	39673	112	15657	144	19095	176	18784	208	17907	240	17192
17	5044	49	37665	81	18215	113	19603	145	19025	177	18986	209	18178	241	16966
18	4939	50	37670	82	30422	114	18888	146	18593	178	19669	210	18140	242	17359
19	7343	51	49063	83	27803	115	16228	147	18916	179	18622	211	17036	243	16794
20	6131	52	36131	84	25745	116	19711	148	18962	180	19981	212	17600	244	17405
21	7179	53	36073	85	14280	117	18183	149	18256	181	18499	213	16637	245	17898
22	9974	54	49075	86	24651	118	19015	150	18766	182	19603	214	17169	246	19359
23	8678	55	37219	87	23467	119	16735	151	18868	183	19336	215	15967	247	19494
24	9274	56	38466	88	12605	120	18456	152	18227	184	18610	216	16718	248	23698
25	12911	57	53706	89	23294	121	17773	153	18741	185	19096	217	15547	249	29841
26	11214	58	42423	90	22652	122	16949	154	18785	186	18594	218	16193	250	46559
27	12622	59	59203	91	22752	123	17586	155	19746	187	19563	219	15800	251	72732
28	20687	60	43906	92	12675	124	17745	156	19718	188	18753	220	14643	252	74678
29	17941	61	42849	93	22316	125	16953	157	20403	189	20612	221	15370	253	57767
30	25729	62	58816	94	22161	126	17410	158	19659	190	18904	222	15301	254	56037
31	20418	63	44570	95	12625	127	17735	159	20244	191	19673	223	15746	255	485508

Data Distribusi Intensitas dari Karakteristik Histogram Sampel *Dental Plaque* *Biofilm*. Sebelum, Pada Saat, dan Setelah Digetarkan dengan Frekuensi 25000 Hz

Tabel IV.1.b Data Distribusi Intensitas Sampel *Dental Plaque Biofilm 2 Jam Saat Digetarkan Dengan Frekuensi 25000 Hz* :

		IR PERPUSTAKAAN		UNIVERSITAS AIRLANGGA									
Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan
0	0	32	0	64	17837	96	65758	128	54077	160	43576	192	22310
1	0	33	0	65	24252	97	72688	129	52887	161	42819	193	21210
2	0	34	0	66	19590	98	36303	130	50746	162	43833	194	20345
3	0	35	0	67	24191	99	70582	131	49014	163	41800	195	20177
4	0	36	0	68	34835	100	72049	132	49723	164	38427	196	21006
5	0	37	0	69	28019	101	71171	133	50786	165	36004	197	21786
6	0	38	0	70	32567	102	41919	134	52146	166	35704	198	23743
7	0	39	12	71	52713	103	76039	135	52807	167	34105	199	19842
8	0	40	9	72	40902	104	76303	136	57034	168	36545	200	20834
9	0	41	29	73	40473	105	48351	137	58722	169	35238	201	19499
10	0	42	39	74	56456	106	80957	138	66120	170	33979	202	18944
11	0	43	42	75	51817	107	78735	139	65399	171	34874	203	19385
12	0	44	104	76	1940765	108	50297	140	61400	172	31877	204	19022
13	0	45	140	77	105941	109	79997	141	61718	173	33440	205	19908
14	0	46	141	78	36429	110	75113	142	57411	174	32316	206	18986
15	0	47	104	79	61127	111	72038	143	55013	175	32817	207	20820
16	0	48	173	80	50638	112	56984	144	52059	176	28946	208	20334
17	0	49	303	81	24409	113	69640	145	51743	177	29173	209	21987
18	0	50	651	82	45741	114	67156	146	50088	178	27607	210	20805
19	0	51	1755	83	45604	115	54428	147	52333	179	26533	211	18611
20	0	52	2183	84	44189	116	68464	148	52431	180	26884	212	17969
21	0	53	3709	85	26474	117	63213	149	47870	181	25746	213	17581
22	0	54	7074	86	49985	118	66906	150	46573	182	29182	214	17887
23	0	55	6839	87	47601	119	63941	151	44297	183	26160	215	16274
24	0	56	7818	88	24255	120	72891	152	44247	184	26368	216	17253
25	0	57	13274	89	52366	121	67359	153	44160	185	24069	217	14654
26	0	58	11703	90	51853	122	63285	154	46598	186	24949	218	14840
27	0	59	16227	91	54465	123	62759	155	57764	187	25455	219	12534
28	0	60	12374	92	28223	124	61720	156	51996	188	25829	220	12270
29	0	61	12363	93	58974	125	59258	157	46978	189	31418	221	11650
30	0	62	18294	94	60684	126	56818	158	43444	190	27570	222	11293
31	0	63	15103	95	32348	127	57777	159	44679	191	26326	223	11875

Tabel IV.1.c Data Distribusi Intensitas Sampel *Dental Plaque Biofilm 2 Jam Setelah Digetarkan Dengan Frekuensi 25000 Hz* :

Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuanan	
256	0	6168	32	43705	64	28563	96	23150	128	26627	160	19915	224	17097
137	1	9183	33	62291	65	27788	97	22701	129	25500	161	20353	225	18410
150	2	7703	34	48622	66	15101	98	22565	130	27253	162	20179	226	17637
232	3	9273	35	50373	67	27757	99	22812	131	26076	163	19143	227	18273
386	4	14025	36	67662	68	27374	100	23369	132	26098	164	19856	228	18875
364	5	11833	37	51587	69	27249	101	23729	133	25416	165	18278	229	17891
533	6	12551	38	52429	70	16457	102	23812	134	24846	166	20782	230	18818
776	7	18317	39	73371	71	28037	103	23419	135	23959	167	19670	231	18609
499	8	14043	40	54420	72	26835	104	25298	136	23664	168	20552	232	20971
639	9	14491	41	55037	73	17580	105	25140	137	24317	169	19666	233	19735
741	10	21397	42	82678	74	27094	106	25976	138	22741	170	19259	234	19768
611	11	18507	43	77760	75	26541	107	26069	139	24041	171	18912	235	18137
712	12	20724	44	2350668	76	18330	108	25334	140	22837	172	18548	236	18608
1130	13	28552	45	84987	77	26521	109	25978	141	24198	173	19409	237	18522
903	14	21756	46	27686	78	25132	110	25201	142	23900	174	18583	238	18609
864	15	23057	47	43078	79	24279	111	25238	143	24314	175	19636	239	19638
1019	16	35023	48	37068	80	20671	112	25359	144	24076	176	18632	240	19694
815	17	28479	49	18197	81	23924	113	25111	145	23535	177	20922	241	20507
894	18	27354	50	31242	82	23772	114	25605	146	23743	178	18821	242	18888
1449	19	38145	51	29563	83	20850	115	25641	147	22422	179	18387	243	18864
1161	20	28651	52	28415	84	24987	116	26220	148	23832	180	18304	244	18334
1404	21	31144	53	14060	85	23168	117	26025	149	21294	181	18000	245	19481
2294	22	41373	54	27311	86	24146	118	26167	150	22377	182	18643	246	20505
2132	23	32235	55	27322	87	22202	119	26937	151	20673	183	17285	247	21199
2372	24	33606	56	13915	88	23829	120	26482	152	20742	184	18181	248	26299
3875	25	50851	57	28387	89	24119	121	26703	153	21551	185	17378	249	36356
3369	26	37480	58	28098	90	22771	122	27375	154	21571	186	17465	250	60660
3545	27	51503	59	28131	91	23608	123	29242	155	21994	187	16691	251	85296
6121	28	37621	60	14160	92	23133	124	27103	156	21584	188	16545	252	78970
5135	29	36728	61	27839	93	22788	125	28542	157	23755	189	16866	253	71142
7248	30	51124	62	28268	94	23005	126	26596	158	21068	190	17020	254	74238
5975	31	39809	63	15204	95	23109	127	27469	159	20958	191	17567	255	559190

Tabel IV.2.a Data Distribusi Intensitas Sampel Dental Plaque Biofilm 4 Jam Sebelum Digetarkan Dengan Frekuensi Akustik :

Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Kebuaan	Frekuensi Kemunculan
0	6	32	10925	64	51663	96	24388	128	24893	160	17457	192	17014
1	29	33	15859	65	72203	97	24671	129	17386	161	17057	193	16034
2	26	34	12794	66	56944	98	13659	130	24142	162	16978	194	16311
3	25	35	14582	67	58732	99	25239	131	22382	163	17434	195	15490
4	52	36	20877	68	80369	100	25057	132	17904	164	17512	196	15860
5	76	37	16709	69	60255	101	25091	133	22631	165	17735	197	15961
6	85	38	17657	70	59779	102	13826	134	21093	166	17644	198	15639
7	151	39	25473	71	80408	103	24953	135	18020	167	17625	199	15636
8	201	40	20869	72	60902	104	25241	136	21006	168	16650	200	15019
9	228	41	22459	73	61433	105	13646	137	20459	169	17589	201	15403
10	347	42	30716	74	96704	106	24718	138	19970	170	16777	202	15165
11	411	43	24073	75	82998	107	25504	139	17998	171	17280	203	15660
12	392	44	24527	76	2262201	108	14134	140	19132	172	17294	204	15588
13	633	45	35521	77	86593	109	25699	141	18952	173	16745	205	16142
14	622	46	29151	78	30868	110	26227	142	18250	174	17106	206	16444
15	711	47	30833	79	45672	111	26386	143	18819	175	16430	207	15815
16	1221	48	43953	80	39020	112	14275	144	18508	176	17020	208	16358
17	1327	49	35535	81	18216	113	26756	145	18578	177	15897	209	15142
18	1627	50	37917	82	29907	114	26689	146	18316	178	16747	210	15692
19	2576	51	51253	83	27775	115	14579	147	17896	179	16333	211	14890
20	2269	52	39227	84	26084	116	27373	148	18131	180	16421	212	14717
21	2687	53	39951	85	14608	117	26592	149	18125	181	17072	213	14649
22	4635	54	52719	86	25302	118	27535	150	18270	182	16527	214	14375
23	4357	55	39656	87	24245	119	15673	151	18165	183	17344	215	14923
24	4771	56	40195	88	12958	120	27937	152	17526	184	17618	216	14310
25	6649	57	58904	89	24300	121	28420	153	18042	185	18077	217	14320
26	5127	58	45639	90	23949	122	17438	154	18316	186	17244	218	13592
27	5699	59	62927	91	23762	123	29070	155	18905	187	18549	219	13767
28	9223	60	46108	92	13125	124	28400	156	18275	188	18200	220	13192
29	8458	61	46981	93	23985	125	17543	157	17696	189	18587	221	13257
30	12627	62	63924	94	23714	126	27617	158	17574	190	18468	222	13389
31	9895	63	49247	95	13177	127	25562	159	17244	191	16656	223	12658
												224	13520
												225	13145
												226	13034
												227	12107
												228	12554
												229	12112
												230	12296
												231	12840
												232	12136
												233	13086
												234	12605
												235	12929
												236	12028
												237	12349
												238	11665
												239	11760
												240	12428
												241	12027
												242	13191
												243	12999
												244	14507
												245	16085
												246	22414
												247	32409
												248	42390
												249	64142
												250	78262
												251	75199
												252	56223
												253	40957
												254	48684
												255	359175

Tabel IV.2.b Data Distribusi Intensitas Sampel Dental Plaque Biofilm 4 Jam Saat Digetarkan Dengan Frekuensi 25000 Hz :

Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan
0	0	32	22	64	22222	96	48403	128	75270	160	54025	192	57515
1	0	33	29	65	34664	97	46354	129	47072	161	53593	193	52297
2	0	34	18	66	27729	98	24499	130	74161	162	62333	194	52065
3	0	35	14	67	26270	99	48836	131	73036	163	64494	195	47913
4	0	36	9	68	31353	100	47738	132	55092	164	59786	196	48507
5	0	37	13	69	22556	101	53444	133	73790	165	60311	197	48529
6	0	38	20	70	24440	102	23402	134	68231	166	58868	198	48232
7	0	39	54	71	39369	103	51534	135	54857	167	61669	199	47550
8	0	40	44	72	31500	104	54994	136	66567	168	62002	200	42351
9	0	41	82	73	30891	105	26722	137	64428	169	64217	201	42838
10	0	42	166	74	42640	106	57203	138	62552	170	62363	202	38989
11	0	43	119	75	40849	107	59760	139	56485	171	64574	203	39950
12	0	44	94	76	1693109	108	28481	140	57334	172	64895	204	39349
13	0	45	154	77	77865	109	57589	141	54980	173	63386	205	39816
14	0	46	175	78	23839	110	59125	142	49326	174	65932	206	38940
15	0	47	206	79	48331	111	57097	143	47741	175	65220	207	36137
16	0	48	495	80	41047	112	33555	144	47308	176	67456	208	36369
17	0	49	941	81	19978	113	65207	145	46986	177	61925	209	32204
18	0	50	1346	82	37267	114	71391	146	47066	178	66204	210	34250
19	0	51	2783	83	36208	115	37194	147	46461	179	63204	211	31445
20	0	52	2731	84	36144	116	73757	148	48532	180	66490	212	32815
21	0	53	2808	85	20622	117	72612	149	48591	181	68321	213	32549
22	0	54	4098	86	38236	118	72948	150	48712	182	72726	214	31714
23	0	55	3046	87	37951	119	37793	151	51589	183	77635	215	30331
24	0	56	3499	88	20049	120	79408	152	51314	184	70815	216	27913
25	0	57	5401	89	43125	121	80270	153	54471	185	69193	217	27869
26	0	58	5128	90	43188	122	46561	154	57105	186	63377	218	25736
27	0	59	8953	91	43420	123	82424	155	62356	187	65200	219	26825
28	0	60	9715	92	21887	124	87977	156	58409	188	62742	220	24654
29	6	61	11174	93	43682	125	48594	157	53980	189	62106	221	23719
30	13	62	18698	94	47138	126	84014	158	53012	190	63662	222	25094
31	17	63	18809	95	24081	127	76287	159	51266	191	56737	223	23834

Tabel IV.2.c Data Distribusi Intensitas Sampel Dental Plaque Biofilm 4 Jam Setelah Digetarkan Dengan Frekuensi 25000 Hz :

Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan
0	25	32	9308	64	49145	96	25614	128	25317	160	22568	192	20395
1	37	33	13037	65	68693	97	26040	129	17361	161	21266	193	19581
2	47	34	10956	66	53120	98	13744	130	24181	162	21984	194	19782
3	70	35	11770	67	54591	99	26125	131	23108	163	22053	195	19612
4	114	36	16994	68	72657	100	25957	132	18922	164	22158	196	19873
5	94	37	13793	69	54795	101	26236	133	23950	165	21888	197	19764
6	181	38	14676	70	55754	102	13627	134	22711	166	22024	198	19874
7	267	39	21575	71	76134	103	26447	135	20130	167	21957	199	20104
8	333	40	17393	72	55955	104	26773	136	22858	168	20687	200	19685
9	424	41	18726	73	57062	105	14003	137	22070	169	21678	201	20482
10	870	42	25889	74	86366	106	26571	138	21251	170	20189	202	19364
11	849	43	20488	75	74621	107	26691	139	20150	171	21433	203	20397
12	1194	44	22116	76	2034793	108	14092	140	20781	172	21769	204	19591
13	1928	45	32141	77	77067	109	27413	141	20394	173	20937	205	20737
14	1561	46	26554	78	26108	110	27358	142	20212	174	21523	206	20106
15	1727	47	27750	79	40614	111	27442	143	19936	175	21002	207	19891
16	2673	48	39787	80	34216	112	14704	144	20272	176	21636	208	20085
17	2220	49	31500	81	16431	113	27903	145	20139	177	20819	209	19134
18	2203	50	32516	82	28022	114	28840	146	20171	178	22657	210	19713
19	2863	51	44997	83	26053	115	15042	147	19853	179	21157	211	18767
20	2434	52	34706	84	25257	116	29644	148	20135	180	22120	212	19092
21	2723	53	35292	85	13745	117	28997	149	20731	181	22483	213	19006
22	4556	54	46657	86	24076	118	29035	150	20495	182	22667	214	18454
23	4408	55	36122	87	23607	119	16446	151	21173	183	23012	215	18409
24	4948	56	38100	88	12432	120	29400	152	21080	184	22298	216	17787
25	6691	57	54780	89	24613	121	28259	153	22161	185	22404	217	18013
26	5255	58	42558	90	24487	122	17018	154	22194	186	21367	218	15854
27	5684	59	57732	91	24398	123	28647	155	23082	187	22267	219	17081
28	9188	60	44198	92	12984	124	27726	156	22084	188	20861	220	15881
29	7984	61	44289	93	24084	125	17206	157	22027	189	20520	221	16046
30	10825	62	61182	94	25510	126	27265	158	22033	190	21161	222	16132
31	8871	63	47545	95	12858	127	25081	159	21395	191	19689	223	15609

Tabel IV.3.a Data Distribusi Intensitas Sampel *Dental Plaque Biofilm* 6 Jam Sebelum Digetarkan Dengan Frekuensi Akustik :

				R PERPUSTAKAAN		UNIVERSITAS AIRLANGGA							
Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan
0	0	32	10308	64	55994	96	24063	128	29878	160	23295	192	18027
1	0	33	15194	65	79451	97	24871	129	18927	161	22218	193	17398
2	0	34	13326	66	60188	98	13038	130	29218	162	23047	194	17809
3	0	35	15922	67	60416	99	25514	131	27154	163	22833	195	17057
4	0	36	24889	68	81238	100	25371	132	20398	164	22855	196	18679
5	0	37	19356	69	60939	101	26173	133	27597	165	22247	197	18220
6	0	38	19751	70	61038	102	13437	134	27134	166	21722	198	18948
7	0	39	29519	71	80150	103	25634	135	21440	167	21559	199	18653
8	0	40	23972	72	59437	104	25581	136	27284	168	20436	200	17978
9	0	41	25983	73	60122	105	13513	137	27059	169	21554	201	18020
10	0	42	36792	74	86641	106	26218	138	24822	170	20511	202	17334
11	0	43	28795	75	75384	107	26650	139	22800	171	21138	203	18568
12	0	44	30326	76	1635855	108	13964	140	24037	172	20938	204	17914
13	3	45	44042	77	154756	109	27422	141	22610	173	20596	205	18843
14	2	46	37270	78	42526	110	27557	142	21219	174	20274	206	18017
15	2	47	38915	79	60999	111	28184	143	22099	175	20162	207	17719
16	14	48	55216	80	48580	112	13991	144	21152	176	20092	208	18525
17	44	49	43315	81	21427	113	28400	145	21003	177	19210	209	16812
18	60	50	44415	82	34702	114	28277	146	20842	178	20279	210	17358
19	243	51	59920	83	29980	115	14734	147	20707	179	19658	211	16588
20	337	52	44736	84	27585	116	28335	148	20626	180	20732	212	17192
21	619	53	44479	85	14620	117	27594	149	20979	181	20761	213	16240
22	1346	54	59283	86	25785	118	28198	150	21522	182	21054	214	16333
23	1594	55	47304	87	23664	119	15360	151	21744	183	21460	215	15905
24	1988	56	49944	88	12757	120	29783	152	21912	184	20823	216	15885
25	3860	57	68229	89	23713	121	30115	153	22178	185	21090	217	15857
26	3898	58	52413	90	23555	122	16909	154	23651	186	19554	218	14986
27	5432	59	69957	91	23537	123	31615	155	24336	187	20765	219	16045
28	8304	60	53452	92	11753	124	31381	156	23818	188	19442	220	14335
29	8957	61	52577	93	23880	125	18496	157	23213	189	20067	221	14799
30	12242	62	70148	94	23594	126	31155	158	22770	190	19271	222	14809
31	9701	63	54190	95	12834	127	30056	159	22542	191	17968	223	14564
												224	15033
												225	15063
												226	15805
												227	14589
												228	15656
												229	14543
												230	14802
												231	15058
												232	15273
												233	15469
												234	14467
												235	14703
												236	13326
												237	14392
												238	13635
												239	14769
												240	14933
												241	15349
												242	16126
												243	16459
												244	18829
												245	23326
												246	40883
												247	56822
												248	66511
												249	80482
												250	91340
												251	86043
												252	73284
												253	53875
												254	53403
												255	255980

Tabel IV.3.b Data Distribusi Intensitas Sampel *Dental Plaque Biofilm* 6 Jam Saat Digetarkan Dengan Frekuensi 25000 Hz :

				IR PERPUSTAKAAN		UNIVERSITAS AIRLANGGA							
Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuan	Frekuensi Kemunculan
0	0	32	0	64	5558	96	51177	128	83597	160	32119	192	26344
1	0	33	0	65	8198	97	59088	129	44773	161	31658	193	25072
2	0	34	0	66	5609	98	27760	130	83241	162	35253	194	25160
3	0	35	0	67	5847	99	57606	131	77506	163	35742	195	24709
4	0	36	19	68	8992	100	58694	132	53389	164	35897	196	27725
5	0	37	16	69	8244	101	57111	133	84691	165	33321	197	25799
6	0	38	49	70	8918	102	29880	134	84401	166	34615	198	25929
7	0	39	164	71	14698	103	58257	135	55249	167	34670	199	22887
8	0	40	298	72	13294	104	58449	136	79330	168	35225	200	21020
9	0	41	353	73	16061	105	28919	137	74872	169	37017	201	20212
10	0	42	675	74	26345	106	56215	138	70722	170	34157	202	19859
11	0	43	641	75	27091	107	60898	139	58002	171	35198	203	19980
12	0	44	629	76	2962217	108	31021	140	63360	172	35324	204	19566
13	0	45	989	77	197943	109	57915	141	57250	173	36682	205	20905
14	0	46	969	78	49959	110	58424	142	46881	174	36535	206	19688
15	0	47	833	79	83371	111	58188	143	49290	175	37491	207	19931
16	0	48	1152	80	68248	112	27674	144	43556	176	36809	208	19978
17	0	49	838	81	30146	113	66641	145	42755	177	35437	209	17596
18	0	50	899	82	54904	114	61201	146	40904	178	36454	210	18188
19	0	51	1507	83	50031	115	28439	147	41159	179	35390	211	17281
20	0	52	1880	84	47316	116	58779	148	39115	180	37073	212	18141
21	0	53	2887	85	25732	117	56302	149	36400	181	38542	213	17111
22	0	54	5814	86	48488	118	58671	150	35097	182	39848	214	17071
23	0	55	5689	87	44093	119	31584	151	34658	183	36570	215	15795
24	0	56	7049	88	25192	120	66208	152	34475	184	34068	216	16043
25	0	57	10461	89	47897	121	72191	153	35273	185	32289	217	15442
26	0	58	7747	90	46347	122	39891	154	38149	186	30483	218	14620
27	0	59	9673	91	46034	123	81223	155	41496	187	32183	219	14575
28	0	60	6273	92	21656	124	75607	156	38425	188	30501	220	13438
29	0	61	5779	93	46399	125	41318	157	36095	189	34352	221	13902
30	0	62	7013	94	47180	126	79476	158	33979	190	31715	222	12650
31	0	63	5516	95	24797	127	83689	159	32407	191	27596	223	13010
												224	12327
												225	13213
												226	11261
												227	9216
												228	9179
												229	7938
												230	8252
												231	7952
												232	8295
												233	7473
												234	6361
												235	6223
												236	5767
												237	6021
												238	5748
												239	6552
												240	6248
												241	6230
												242	6010
												243	6182
												244	7223
												245	10725
												246	19667
												247	22790
												248	26237
												249	25910
												250	23929
												251	20354
												252	11981
												253	6229
												254	3492
												255	364

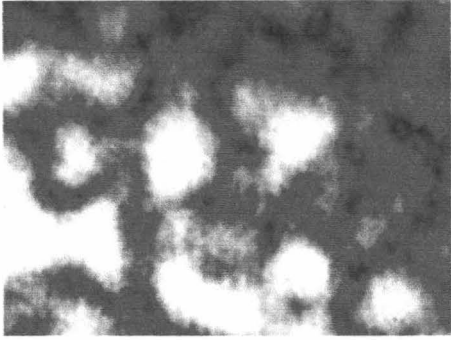
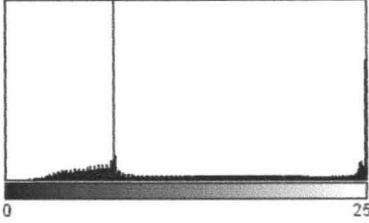
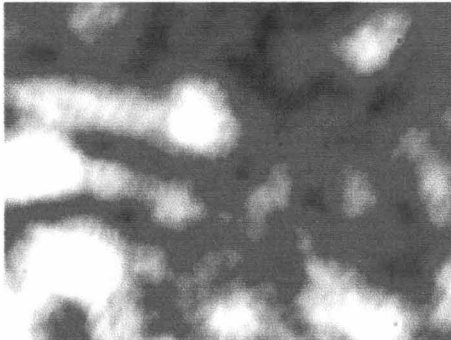
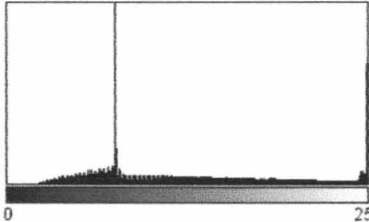
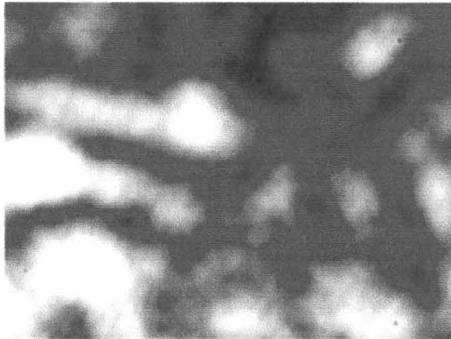
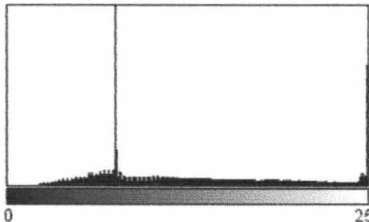
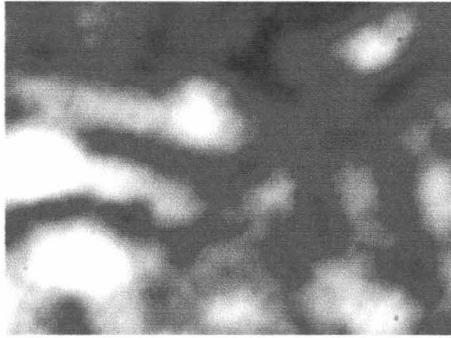
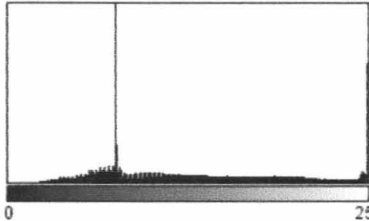
Tabel IV.3.c Data Distribusi Intensitas Sampel *Dental Plaque Biofilm* 6 Jam Setelah Digetarkan Dengan Frekuensi 25000 Hz :

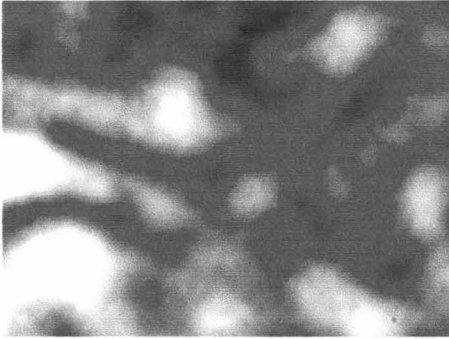
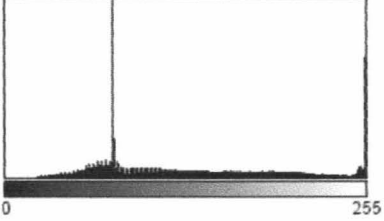
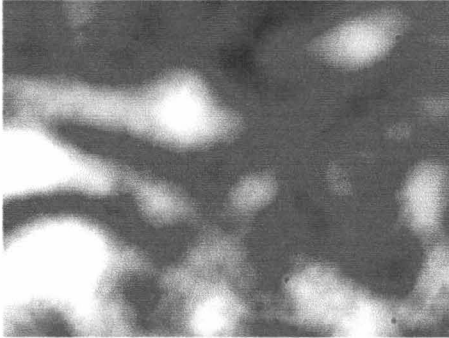
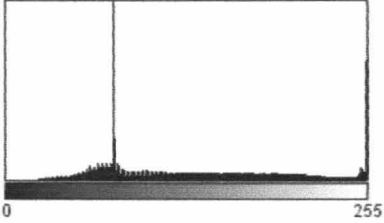
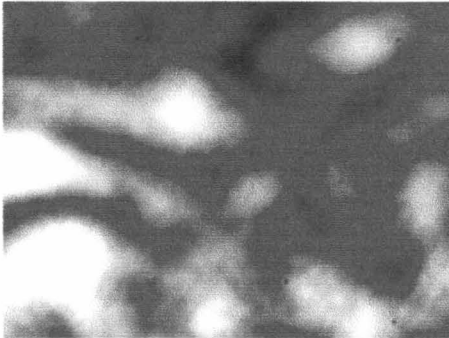
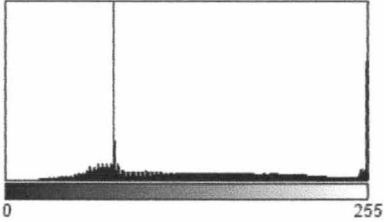
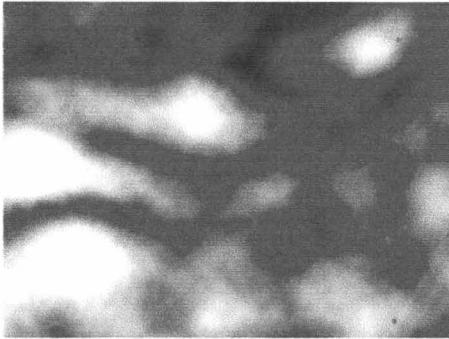
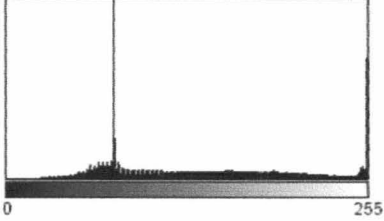
Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan	Tingkat Keabuaan	Frekuensi Kemunculan
0	0	32	6687	64	37632	96	32610	128	31568	160	22597	192	18514
1	0	33	10072	65	54921	97	31592	129	20216	161	21412	193	17786
2	0	34	8595	66	43036	98	16505	130	30135	162	22648	194	17492
3	0	35	10320	67	43529	99	32049	131	28354	163	22654	195	16579
4	0	36	15446	68	57804	100	31356	132	22214	164	22468	196	17935
5	0	37	12122	69	44134	101	32040	133	28512	165	22494	197	16455
6	3	38	13080	70	45243	102	15786	134	27839	166	21703	198	17417
7	0	39	21009	71	62663	103	30478	135	22359	167	21464	199	17373
8	5	40	16612	72	47601	104	31767	136	27317	168	20398	200	17404
9	9	41	18071	73	48912	105	16254	137	26553	169	21632	201	17847
10	74	42	26556	74	73620	106	31375	138	24687	170	20550	202	17143
11	69	43	20053	75	66879	107	31373	139	23313	171	21040	203	17937
12	138	44	21026	76	2069262	108	15769	140	23715	172	20285	204	17350
13	318	45	28561	77	214972	109	32026	141	23425	173	20875	205	18940
14	303	46	22231	78	57647	110	32782	142	21808	174	20096	206	17654
15	314	47	22505	79	86855	111	32591	143	22406	175	20898	207	17495
16	508	48	28812	80	68463	112	17504	144	21564	176	21857	208	17936
17	431	49	22253	81	29908	113	33185	145	21172	177	20462	209	16227
18	567	50	22499	82	49912	114	34332	146	21880	178	22171	210	16999
19	1024	51	29586	83	43359	115	17461	147	21221	179	20608	211	16676
20	815	52	22251	84	40314	116	35569	148	21421	180	21994	212	17620
21	970	53	21944	85	20889	117	35625	149	21155	181	22126	213	16721
22	1777	54	30706	86	37383	118	35870	150	21452	182	22679	214	17052
23	1847	55	24351	87	34476	119	19256	151	22426	183	22730	215	16193
24	2201	56	26375	88	17425	120	37051	152	22560	184	22222	216	16358
25	3573	57	37620	89	33883	121	37212	153	22974	185	21251	217	16188
26	3000	58	29608	90	33960	122	20802	154	22977	186	20580	218	14989
27	3656	59	40351	91	32738	123	36480	155	23002	187	20840	219	15499
28	6143	60	31825	92	17304	124	35166	156	21883	188	19722	220	14889
29	4968	61	32088	93	32429	125	20114	157	21745	189	20025	221	15469
30	7368	62	44081	94	32389	126	34053	158	22073	190	19555	222	15290
31	5827	63	35086	95	16115	127	31477	159	21930	191	19015	223	15413
												224	15531
												225	16150
												226	17148
												227	14673
												228	15844
												229	14719
												230	15701
												231	14792
												232	14946
												233	15230
												234	14410
												235	14798
												236	13549
												237	14759
												238	14292
												239	15649
												240	16108
												241	15620
												242	16438
												243	17499
												244	20096
												245	28557
												246	48331
												247	61170
												248	68688
												249	73439
												250	84847
												251	73937
												252	51184
												253	33368
												254	33406
												255	263917

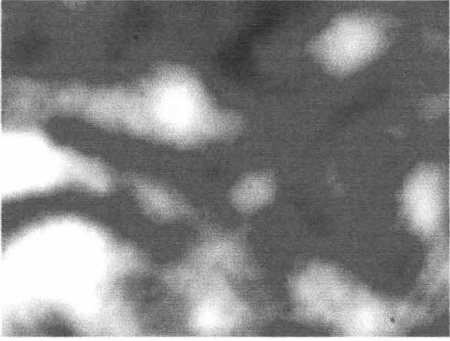
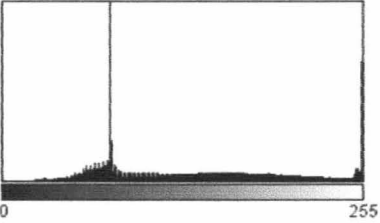
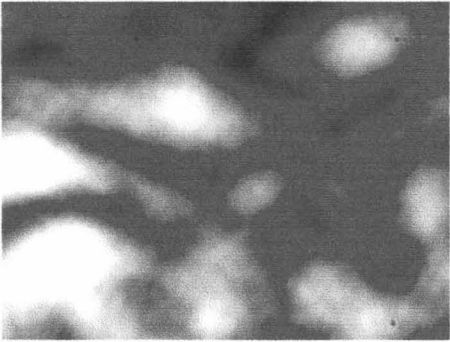
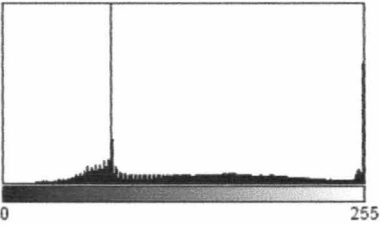
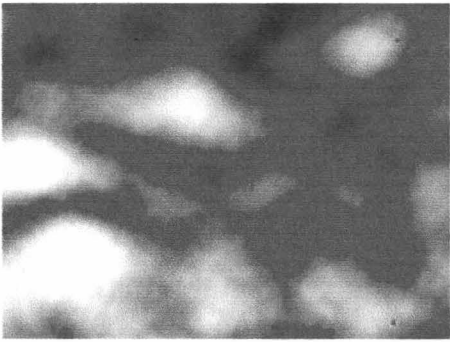
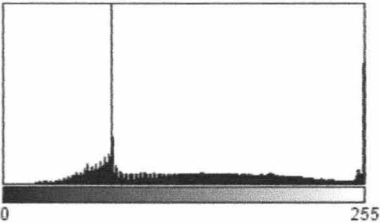
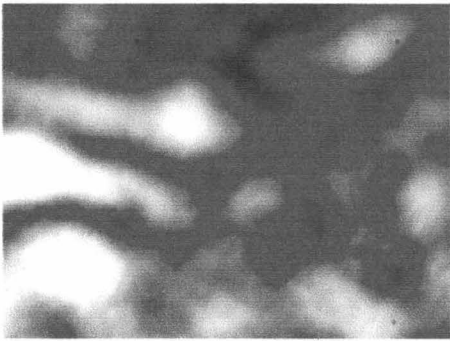
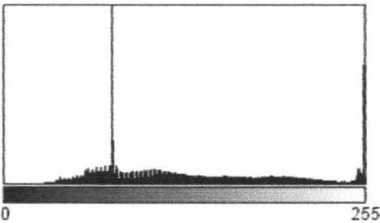
Tabel V Data hasil perhitungan kontras spekel pada Sampel *Dental Plaque Biofilm* sebelum digetarkan, pada saat digetarkan, dan setelah digetarkan dengan frekuensi 25000 Hz

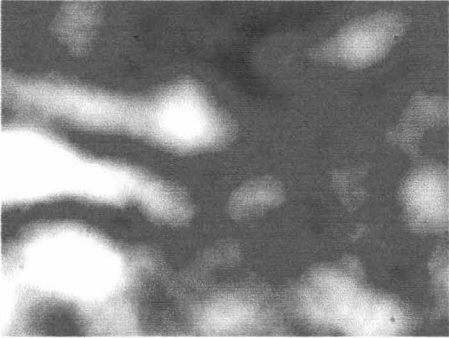
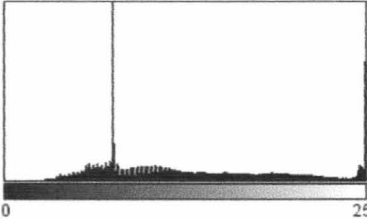
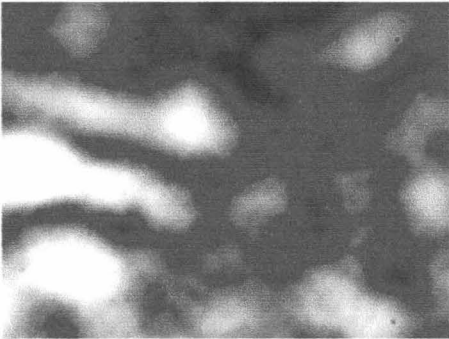
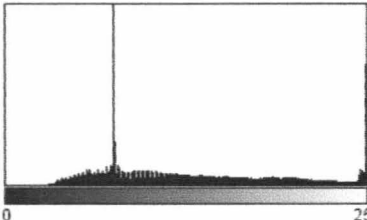
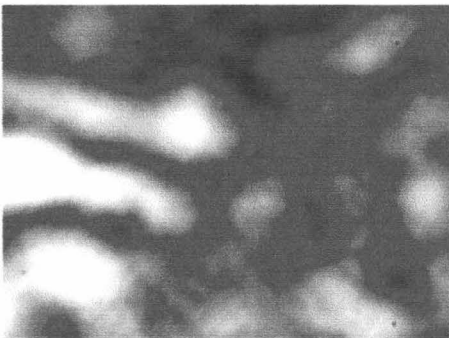
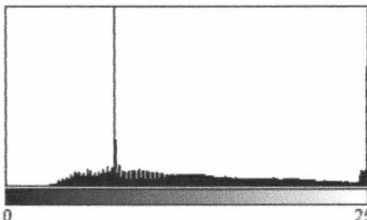

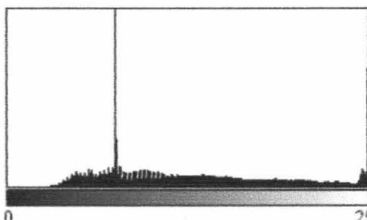
No.	Waktu Perlakuan Sampel (Jam)	Sebelum Digetarkan			Pada Saat Digetarkan			Setelah Digetarkan		
		Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$
1	2	119.570	70.870	0.592707	125.182	50.261	0.401503	127.698	69.085	0.541003
2	4	117.259	66.985	0.571257	135.971	48.843	0.359216	118.313	64.367	0.544040
3	6	121.985	68.275	0.559700	119.746	47.581	0.397349	123.412	65.412	0.530735

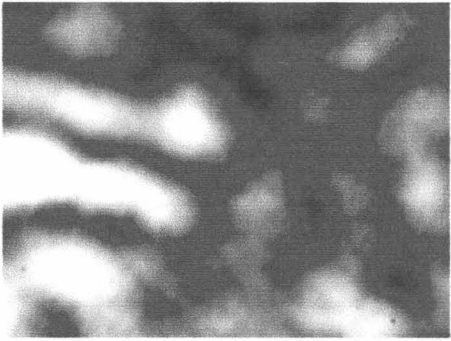
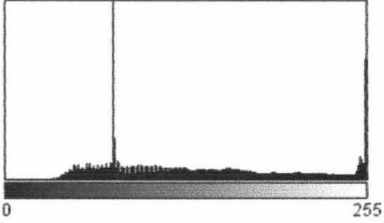
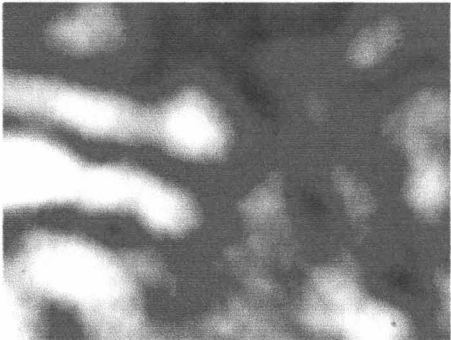
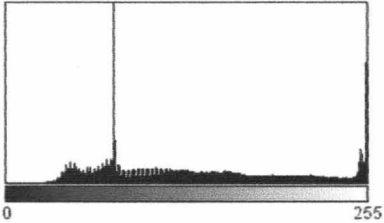
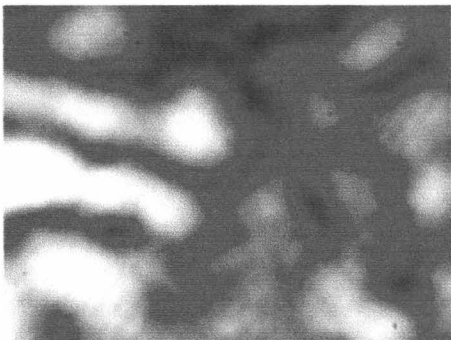
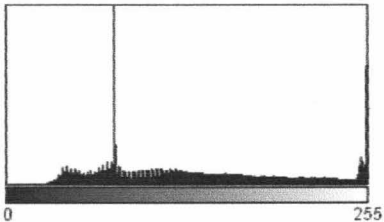
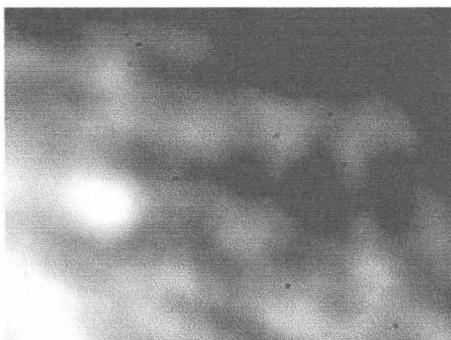
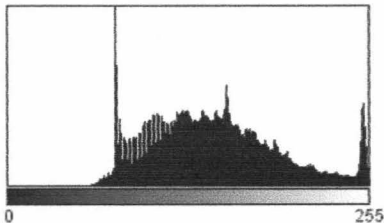
LAMPIRAN VL1 Hasil Karakteristik Histogram pada sampel *Dental Plaque Biofilm* 2Jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik pada Rentang Frekuensi 0 s/d 50000 Hz :


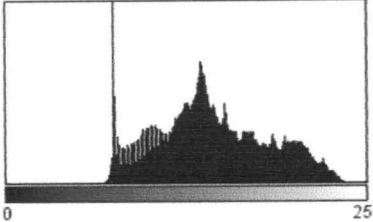
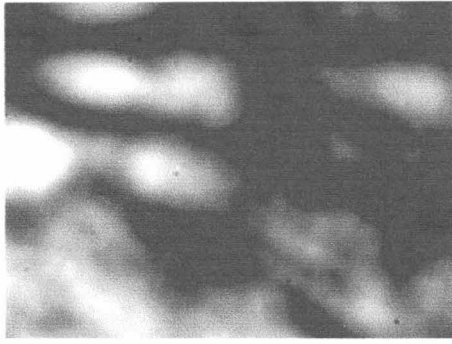
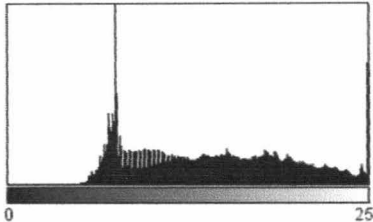
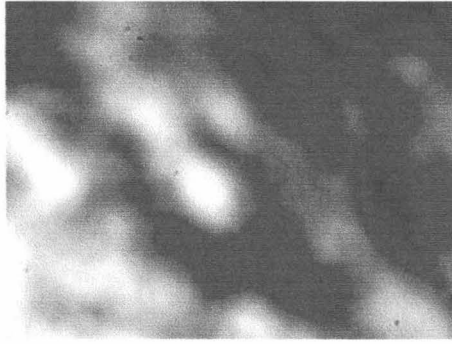
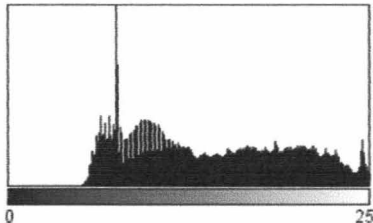
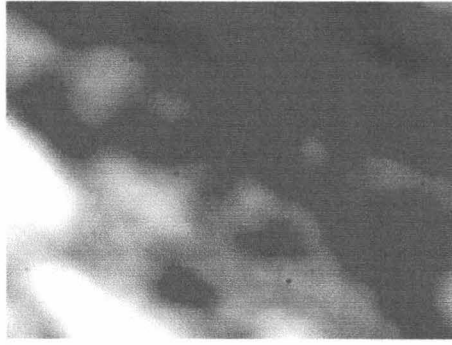
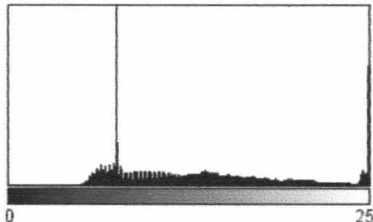
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
0		 <p>Count: 8371200 Min: 0 Mean: 119.570 Max: 255 StdDev: 70.870 Mode: 76 (2073912)</p>
1		 <p>Count: 7680000 Min: 0 Mean: 118.917 Max: 255 StdDev: 65.423 Mode: 76 (1780088)</p>
2		 <p>Count: 8217600 Min: 1 Mean: 122.175 Max: 255 StdDev: 65.280 Mode: 76 (1889995)</p>
3		 <p>Count: 9446400 Min: 5 Mean: 121.703 Max: 255 StdDev: 64.200 Mode: 76 (2269769)</p>

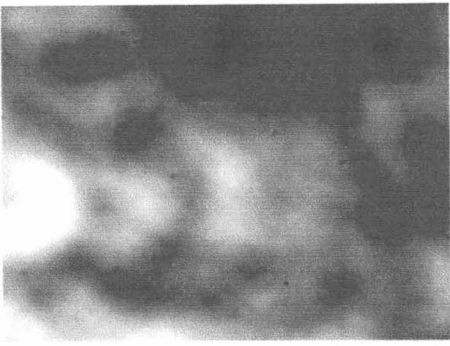
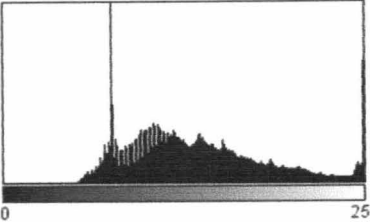
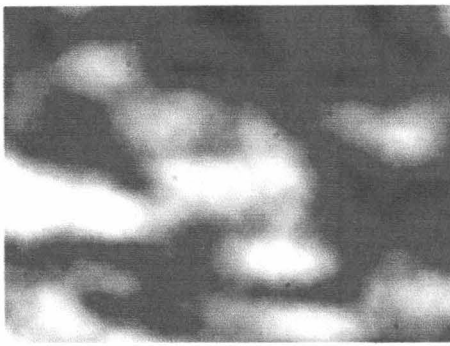
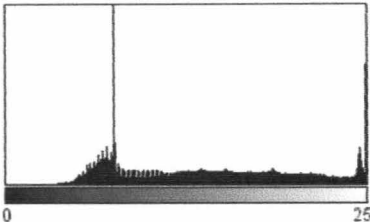
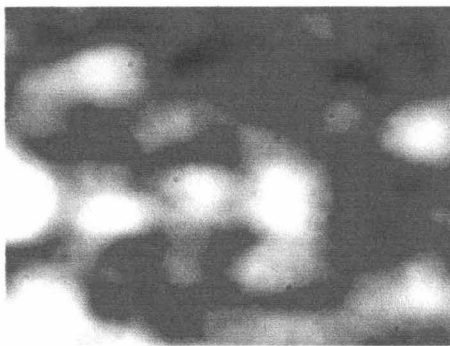
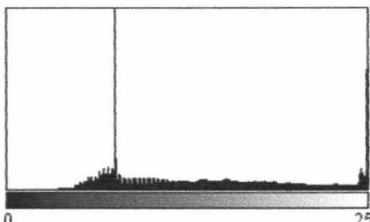

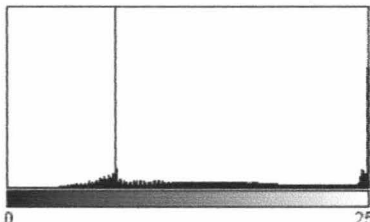
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
4		 <p>Count: 8448000 Min: 5 Mean: 120.299 Max: 255 StdDev: 63.214 Mode: 76 (2185458)</p>
5		 <p>Count: 8294400 Min: 8 Mean: 121.888 Max: 255 StdDev: 63.440 Mode: 76 (2168810)</p>
6		 <p>Count: 8601600 Min: 11 Mean: 122.564 Max: 255 StdDev: 63.374 Mode: 76 (2284729)</p>
7		 <p>Count: 8755200 Min: 8 Mean: 122.822 Max: 255 StdDev: 63.124 Mode: 76 (2377448)</p>

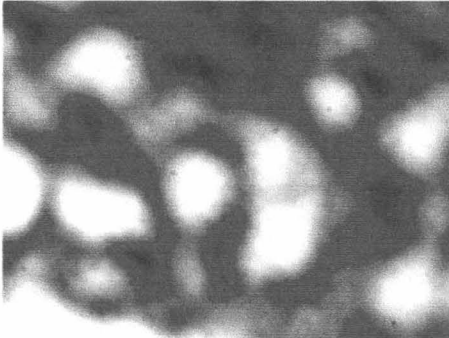
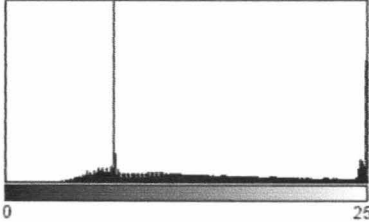

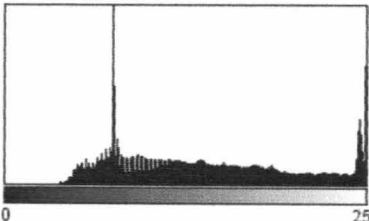
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
8		 <p>Count: 9292800 Min: 10 Mean: 120.900 Max: 255 StdDev: 62.381 Mode: 76 (2666637)</p>
9		 <p>Count: 8524800 Min: 13 Mean: 120.379 Max: 255 StdDev: 62.033 Mode: 76 (2500696)</p>
10		 <p>Count: 9292800 Min: 10 Mean: 118.691 Max: 255 StdDev: 61.000 Mode: 76 (2730942)</p>
15		 <p>Count: 8908800 Min: 17 Mean: 120.143 Max: 255 StdDev: 60.987 Mode: 76 (2390689)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
20		 <p>Count: 8678400 Min: 19 Mean: 118.647 Max: 255 StdDev: 60.843 Mode: 76 (2501613)</p>
25		 <p>Count: 8371200 Min: 18 Mean: 118.233 Max: 255 StdDev: 60.927 Mode: 76 (2456583)</p>
30		 <p>Count: 8832000 Min: 20 Mean: 117.919 Max: 255 StdDev: 60.601 Mode: 76 (2568994)</p>
50		 <p>Count: 9446400 Min: 21 Mean: 117.911 Max: 255 StdDev: 60.551 Mode: 76 (2756315)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
100		 <p>Count: 9216000 Min: 23 Mean: 122.714 Max: 255 StdDev: 62.708 Mode: 76 (2510217)</p>
500		 <p>Count: 9216000 Min: 17 Mean: 120.556 Max: 255 StdDev: 63.531 Mode: 76 (2532029)</p>
1000		 <p>Count: 8601600 Min: 15 Mean: 119.440 Max: 255 StdDev: 62.825 Mode: 76 (2325845)</p>
3000		 <p>Count: 8448000 Min: 49 Mean: 130.969 Max: 255 StdDev: 49.696 Mode: 76 (1902970)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
5000		 <p>Count: 8217600 Min: 54 Mean: 128.067 Max: 252 StdDev: 45.924 Mode: 76 (2195569)</p>
10000		 <p>Count: 8448000 Min: 22 Mean: 123.412 Max: 255 StdDev: 56.071 Mode: 76 (2742522)</p>
15000		 <p>Count: 9523200 Min: 47 Mean: 125.282 Max: 255 StdDev: 56.889 Mode: 76 (2695429)</p>
20000		 <p>Count: 8448000 Min: 19 Mean: 115.248 Max: 255 StdDev: 56.198 Mode: 76 (3344172)</p>


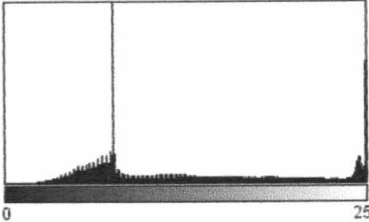
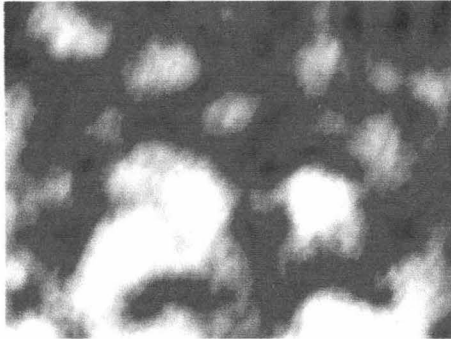
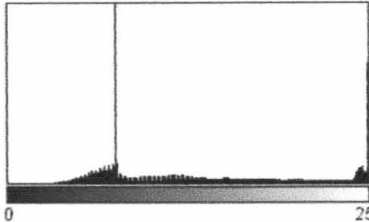

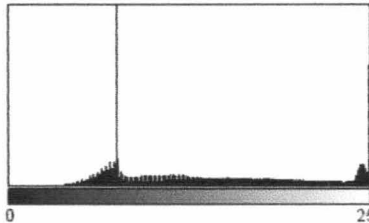
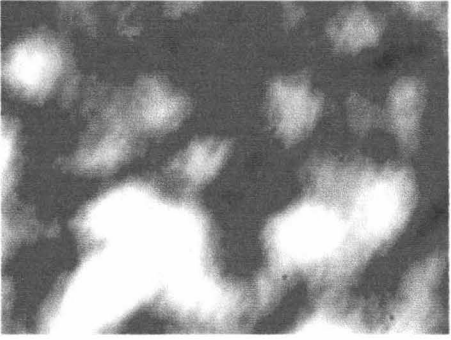
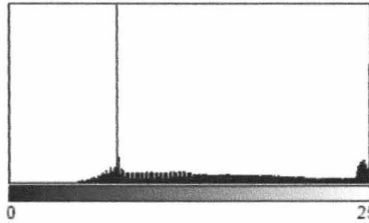
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
25000		 <p>Count: 9292800 Min: 39 Mean: 125.182 Max: 255 StdDev: 50.261 Mode: 76 (1940765)</p>
30000		 <p>Count: 8217600 Min: 25 Mean: 126.952 Max: 255 StdDev: 62.870 Mode: 76 (2173877)</p>
35000		 <p>Count: 9369600 Min: 26 Mean: 122.917 Max: 255 StdDev: 62.266 Mode: 76 (2925595)</p>
40000		 <p>Count: 9369600 Min: 17 Mean: 127.839 Max: 255 StdDev: 66.192 Mode: 76 (2721989)</p>


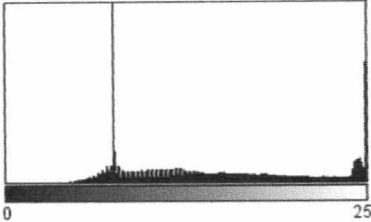
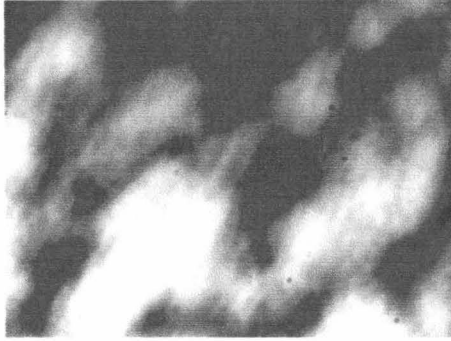
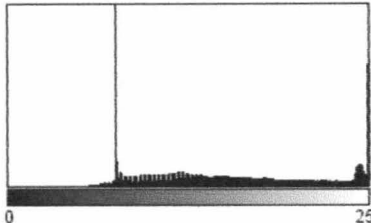
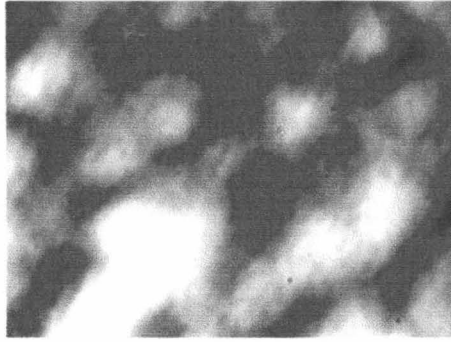
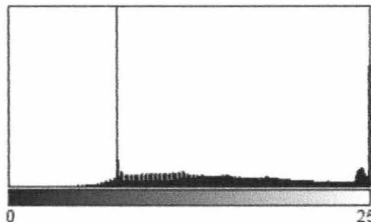
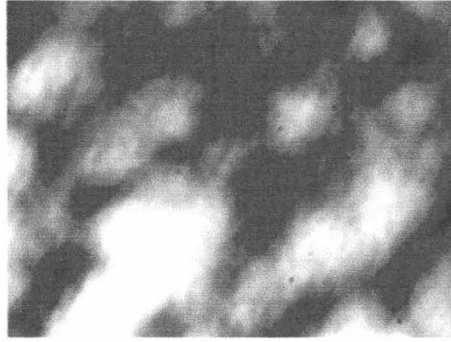
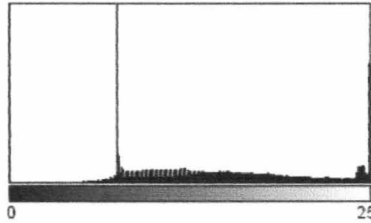
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
45000		 <p>Count: 8832000 Min: 28 Mean: 129.998 Max: 255 StdDev: 65.375 Mode: 76 (2056275)</p>
50000		 <p>Count: 8908800 Min: 23 Mean: 126.312 Max: 255 StdDev: 61.173 Mode: 76 (2254711)</p>

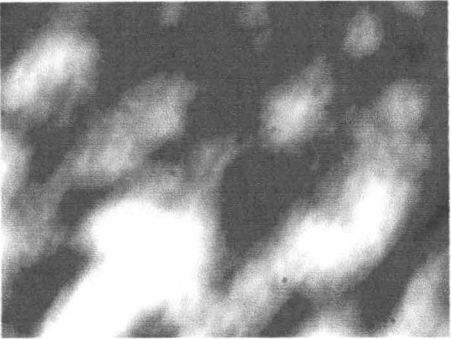
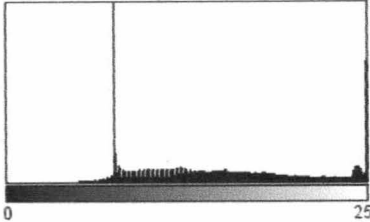
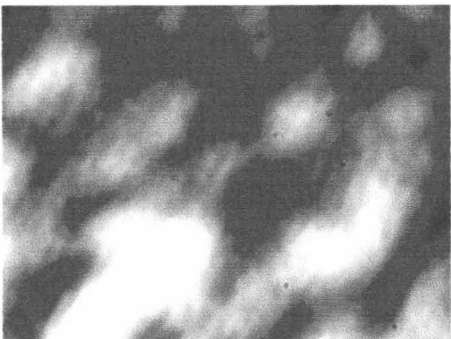
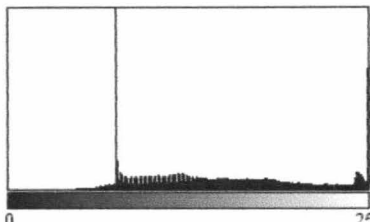

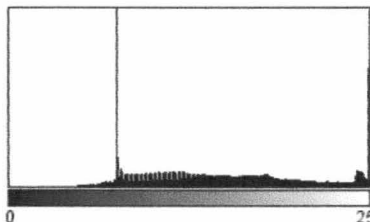

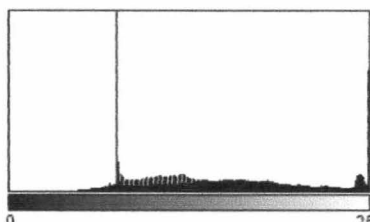
Data Nilai Kontras Sampel *Dental Plaque Biofilm* 2 Jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Pada Rentang Frekuensi 0-50000 Hz :

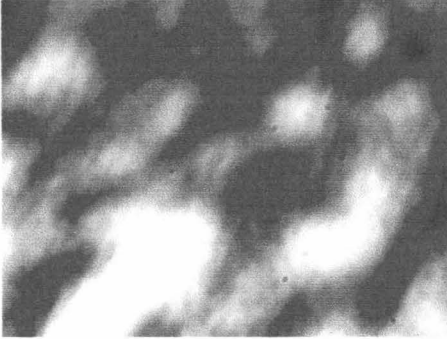
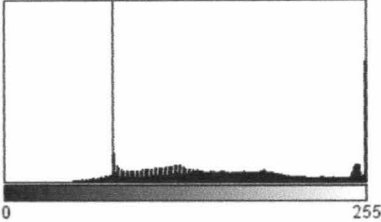
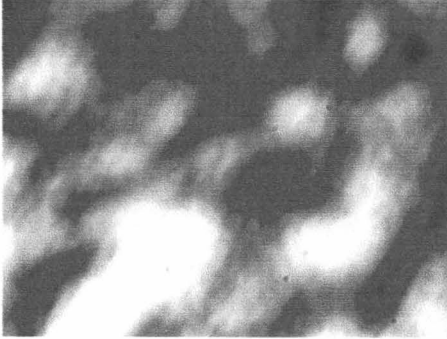
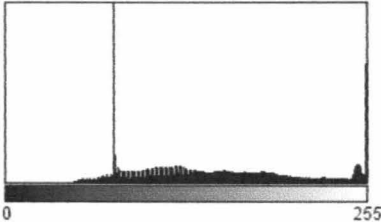
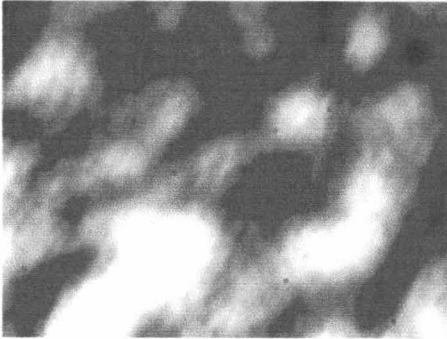
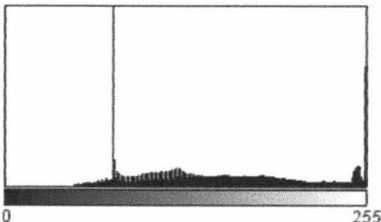

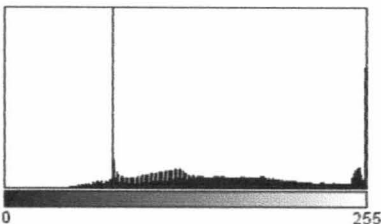
No.	Frekuensi akustik (Hz)	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$
1	0	119.570	70.870	0.592707
2	1	118.917	65.423	0.550157
3	2	122.175	65.280	0.534315
4	3	121.703	64.200	0.527514
5	4	120.299	63.214	0.525474
6	5	121.888	63.440	0.520478
7	6	122.564	63.374	0.517069
8	7	122.822	63.124	0.513947
9	8	120.900	62.381	0.515972
10	9	120.379	62.033	0.515314
11	10	118.691	61.000	0.513939
12	15	120.143	60.987	0.507620
13	20	118.647	60.843	0.512807
14	25	118.233	60.927	0.515313
15	30	117.919	60.601	0.513920
16	50	117.911	60.551	0.513531
17	100	122.714	62.708	0.511009
18	500	120.556	63.531	0.526983
19	1000	119.440	62.825	0.525996
20	3000	130.969	49.696	0.379448
21	5000	128.067	45.924	0.358781
22	10000	123.412	56.071	0.454340
23	15000	125.282	56.889	0.454087
24	20000	115.248	56.198	0.487627
25	25000	125.182	50.261	0.401503
26	30000	126.952	62.870	0.495226
27	35000	122.917	62.266	0.506569
28	40000	127.839	66.192	0.517760
29	45000	129.998	65.375	0.502892
30	50000	126.312	61.173	0.484301


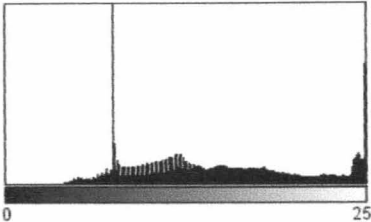

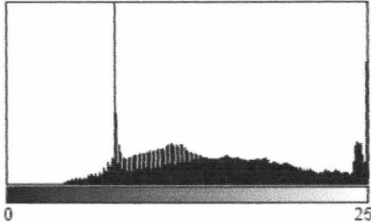

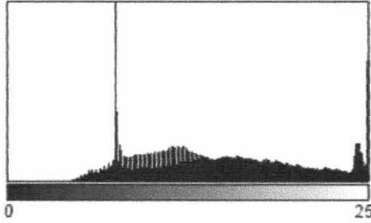
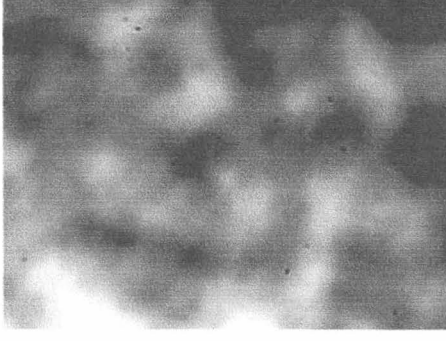
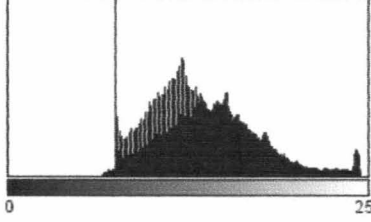
LAMPIRAN VL2 Hasil Karakteristik Histogram pada sampel *Dental Plaque Biofilm* 4Jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik pada Rentang Frekuensi 0 s/d 50000 Hz :

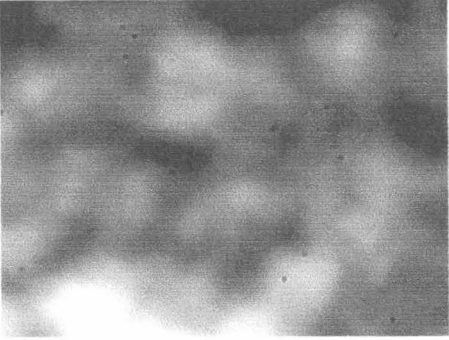
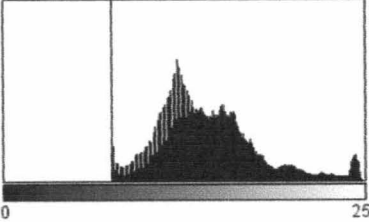
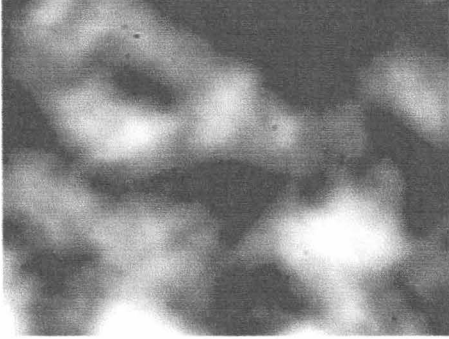
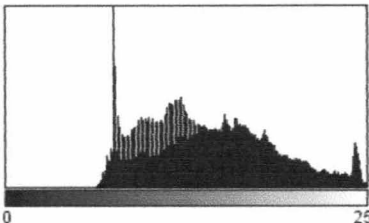
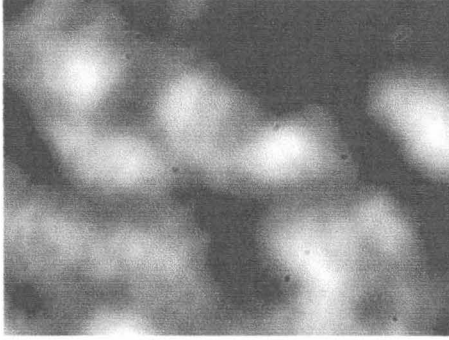
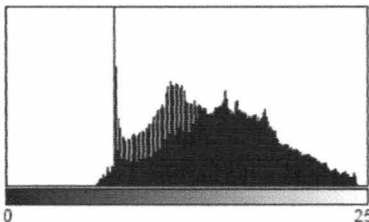
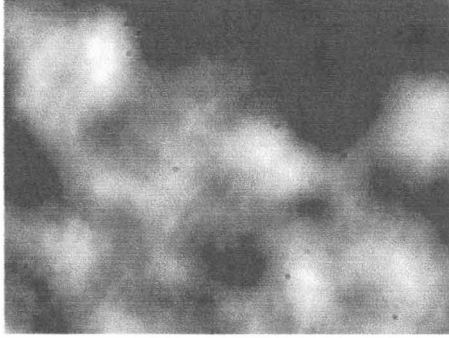
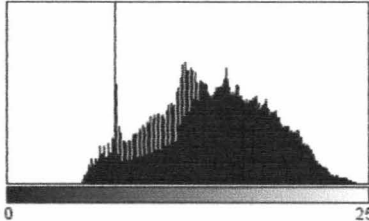
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
0		 <p>Count: 8294400 Min: 0 Mean: 117.259 Max: 255 StdDev: 66.985 Mode: 76 (2262201)</p>
1		 <p>Count: 8064000 Min: 7 Mean: 124.334 Max: 255 StdDev: 67.033 Mode: 76 (2283675)</p>
2		 <p>Count: 8140800 Min: 6 Mean: 125.422 Max: 255 StdDev: 64.665 Mode: 76 (2517790)</p>
3		 <p>Count: 8294400 Min: 12 Mean: 131.631 Max: 255 StdDev: 64.676 Mode: 76 (2445128)</p>

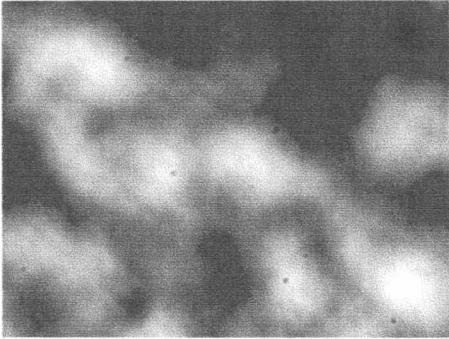
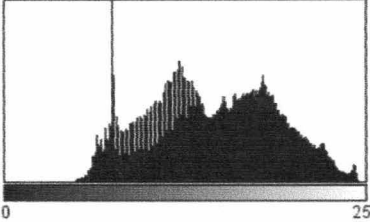
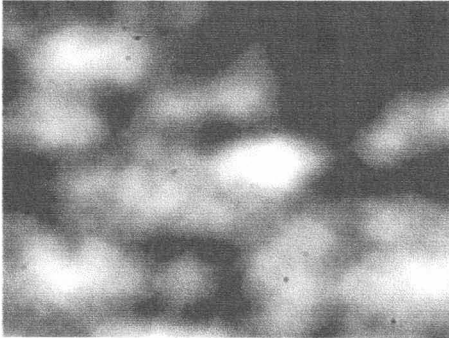
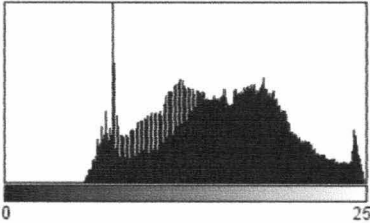
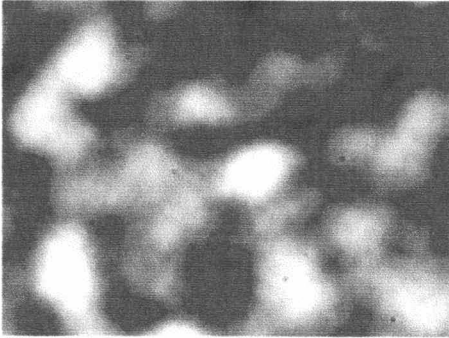
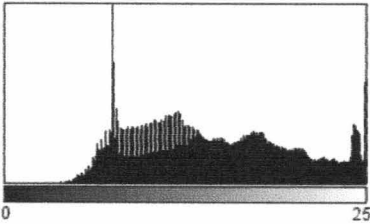

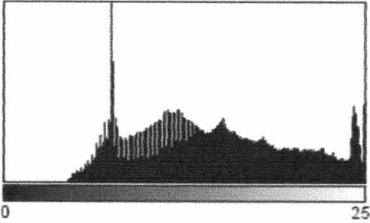
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
4		 <p>Count: 9753600 Min: 14 Mean: 130.283 Max: 255 StdDev: 63.447 Mode: 76 (2961419)</p>
5		 <p>Count: 8678400 Min: 26 Mean: 138.594 Max: 255 StdDev: 62.963 Mode: 76 (2337100)</p>
6		 <p>Count: 7756800 Min: 25 Mean: 133.932 Max: 255 StdDev: 61.661 Mode: 76 (2195040)</p>
7		 <p>Count: 8678400 Min: 26 Mean: 134.363 Max: 255 StdDev: 61.183 Mode: 76 (2416727)</p>


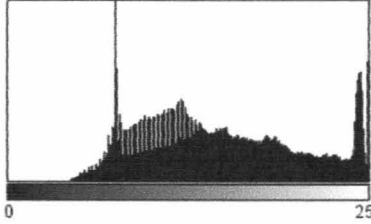

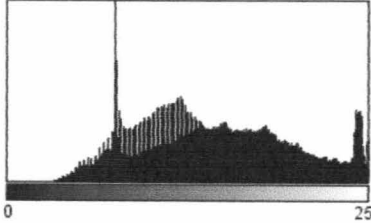
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
8		 <p>Count: 8678400 Min: 29 Mean: 134.924 Max: 255 StdDev: 60.812 Mode: 76 (2377422)</p>
9		 <p>Count: 8294400 Min: 30 Mean: 135.297 Max: 255 StdDev: 60.478 Mode: 76 (2192703)</p>
10		 <p>Count: 8985600 Min: 28 Mean: 134.853 Max: 255 StdDev: 60.049 Mode: 76 (2342311)</p>
15		 <p>Count: 7603200 Min: 29 Mean: 133.798 Max: 255 StdDev: 60.298 Mode: 76 (2016613)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
20		 <p>Count: 8371200 Min: 27 Mean: 135.584 Max: 255 StdDev: 60.674 Mode: 76 (2126181)</p>
25		 <p>Count: 8140800 Min: 28 Mean: 134.264 Max: 255 StdDev: 60.424 Mode: 76 (2100380)</p>
30		 <p>Count: 8294400 Min: 29 Mean: 135.757 Max: 255 StdDev: 60.926 Mode: 76 (2087417)</p>
50		 <p>Count: 8524800 Min: 27 Mean: 134.867 Max: 255 StdDev: 61.074 Mode: 76 (2181901)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
100		 <p>Count: 8448000 Min: 25 Mean: 132.405 Max: 255 StdDev: 60.401 Mode: 76 (2207832)</p>
500		 <p>Count: 8217600 Min: 28 Mean: 131.419 Max: 255 StdDev: 58.671 Mode: 76 (2189670)</p>
1000		 <p>Count: 8601600 Min: 25 Mean: 129.306 Max: 255 StdDev: 58.539 Mode: 76 (2559951)</p>
3000		 <p>Count: 7987200 Min: 59 Mean: 133.820 Max: 251 StdDev: 40.223 Mode: 76 (745450)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
5000		 <p>Count: 8448000 Min: 45 Mean: 141.371 Max: 254 StdDev: 38.003 Mode: 76 (427684)</p>
10000		 <p>Count: 8371200 Min: 48 Mean: 130.312 Max: 255 StdDev: 49.013 Mode: 76 (1808979)</p>
15000		 <p>Count: 8217600 Min: 34 Mean: 131.543 Max: 251 StdDev: 46.640 Mode: 76 (1820614)</p>
20000		 <p>Count: 8832000 Min: 30 Mean: 131.815 Max: 248 StdDev: 45.794 Mode: 76 (1731250)</p>


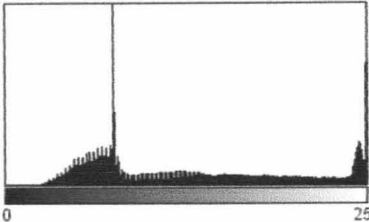

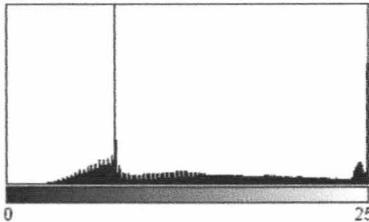

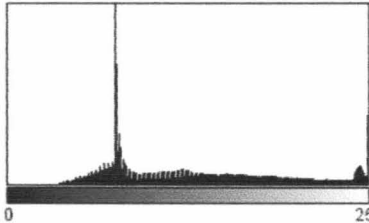
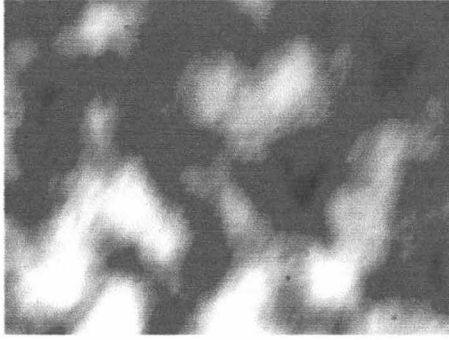
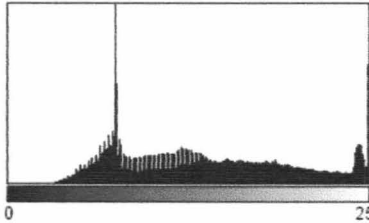
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
25000		 <p>Count: 10060800 Min: 29 Mean: 135.971 Max: 251 StdDev: 48.843 Mode: 76 (1693109)</p>
30000		 <p>Count: 7756800 Min: 50 Mean: 137.065 Max: 255 StdDev: 50.864 Mode: 76 (1472338)</p>
35000		 <p>Count: 8294400 Min: 26 Mean: 128.908 Max: 255 StdDev: 56.736 Mode: 76 (2245741)</p>
40000		 <p>Count: 7987200 Min: 23 Mean: 130.617 Max: 255 StdDev: 57.224 Mode: 76 (2076771)</p>

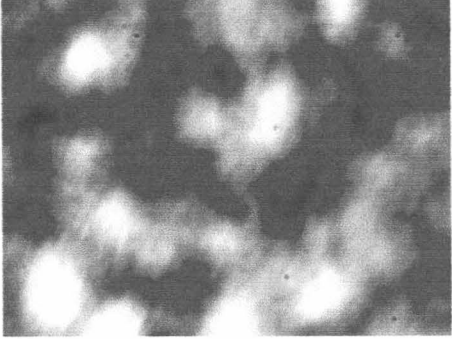
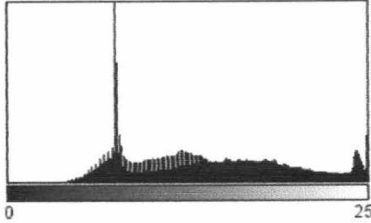
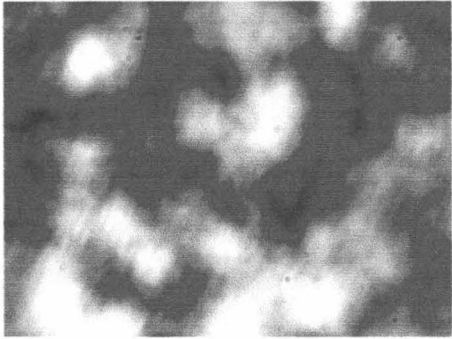
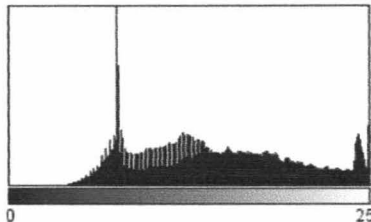
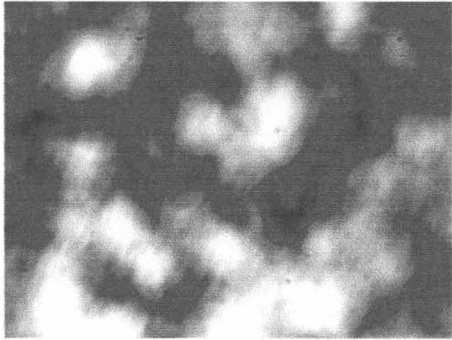
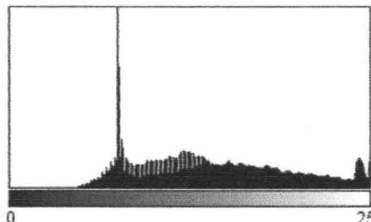

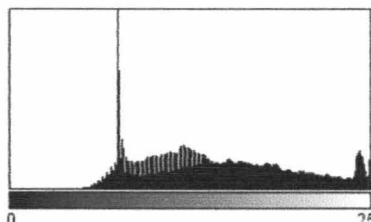
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
45000		 <p>Count: 8064000 Min: 21 Mean: 130.847 Max: 255 StdDev: 58.180 Mode: 76 (2227395)</p>
50000		 <p>Count: 9139200 Min: 28 Mean: 129.943 Max: 255 StdDev: 55.873 Mode: 76 (2194569)</p>


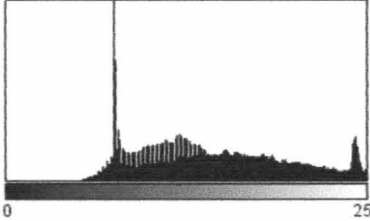
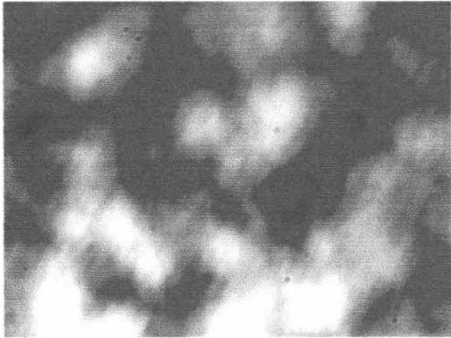
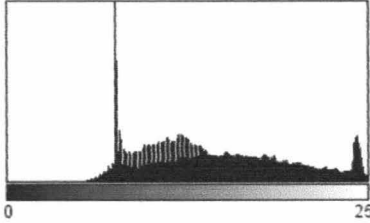

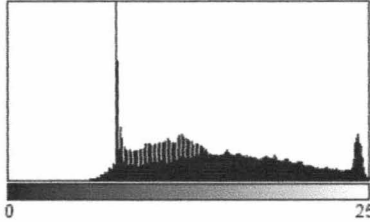

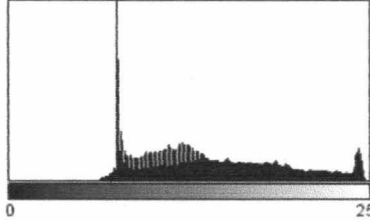
Data Nilai Kontras Sampel *Dental Plaque Biofilm* 4 Jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Pada Rentang Frekuensi 0-50000 Hz :


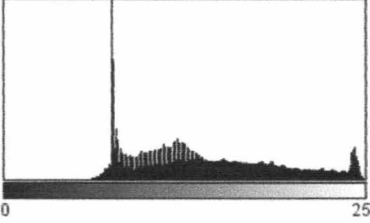

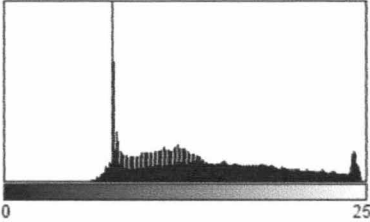

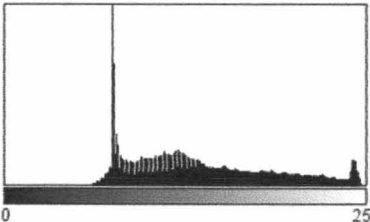

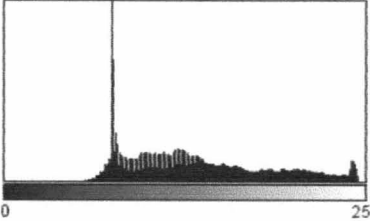
No.	Frekuensi akustik (Hz)	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$
1	0	117.259	66.985	0.571257
2	1	124.334	67.033	0.539137
3	2	125.422	64.665	0.515579
4	3	131.631	64.676	0.491343
5	4	130.283	63.447	0.486994
6	5	138.594	62.963	0.454298
7	6	133.932	61.661	0.460390
8	7	134.363	62.183	0.455356
9	8	134.924	60.812	0.450713
10	9	135.297	60.478	0.447002
11	10	134.853	60.049	0.445292
12	15	133.798	60.298	0.450664
13	20	135.584	60.674	0.447501
14	25	134.264	60.424	0.450039
15	30	135.757	60.926	0.448787
16	50	134.867	61.074	0.452846
17	100	132.405	60.401	0.456184
18	500	131.419	58.671	0.446442
19	1000	129.306	58.539	0.452717
20	3000	133.820	40.223	0.300515
21	5000	141.371	38.003	0.268818
22	10000	130.312	49.013	0.376120
23	15000	131.543	46.640	0.354561
24	20000	131.815	45.794	0.347411
25	25000	135.971	48.843	0.359216
26	30000	137.065	50.864	0.371094
27	35000	128.908	56.736	0.440128
28	40000	130.617	57.224	0.438105
29	45000	130.847	58.180	0.446410
30	50000	129.943	55.873	0.429981


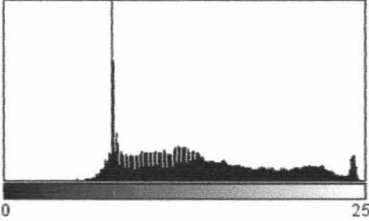

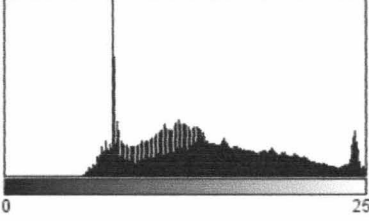

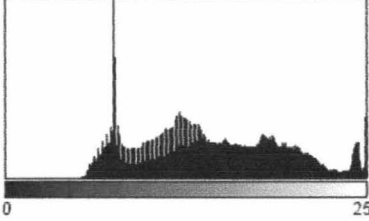
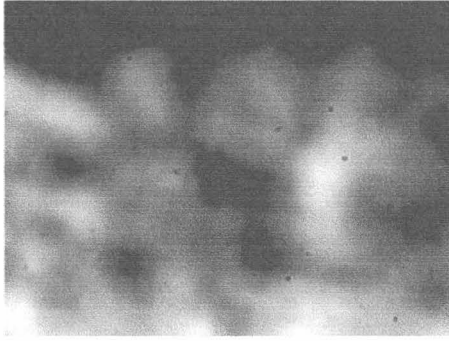
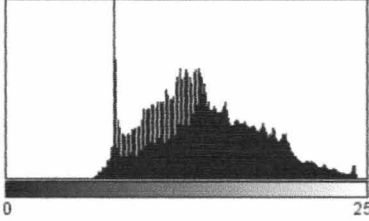
LAMPIRAN VL3 Hasil Karakteristik Histogram pada sampel *Dental Plaque Biofilm* 6Jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik pada Rentang Frekuensi 0 s/d 50000 Hz :

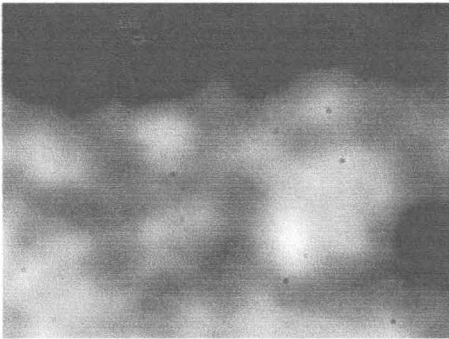
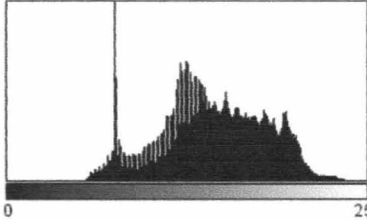

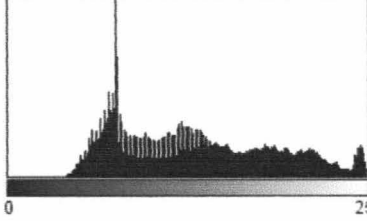

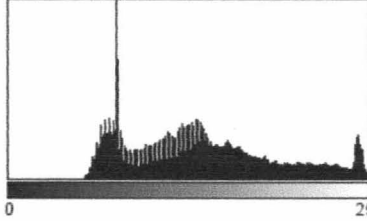
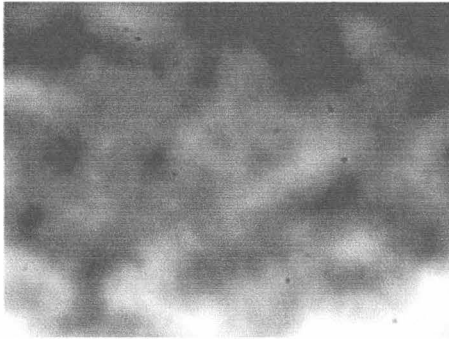
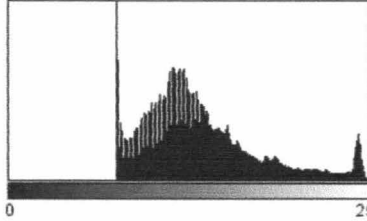
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
0		 <p>Count: 8371200 Min: 13 Mean: 121.985 Max: 255 StdDev: 68.275 Mode: 76 (1635855)</p>
1		 <p>Count: 8678400 Min: 3 Mean: 124.245 Max: 255 StdDev: 65.345 Mode: 76 (2055461)</p>
2		 <p>Count: 8524800 Min: 21 Mean: 125.966 Max: 255 StdDev: 60.865 Mode: 76 (1395403)</p>
3		 <p>Count: 8755200 Min: 10 Mean: 124.226 Max: 255 StdDev: 59.585 Mode: 76 (2330167)</p>

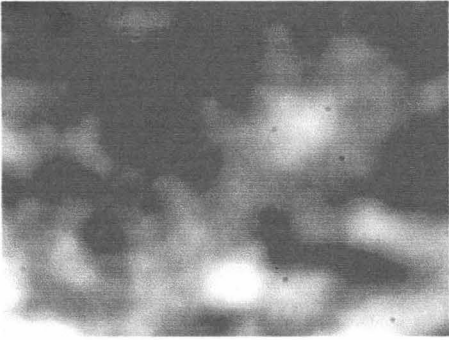
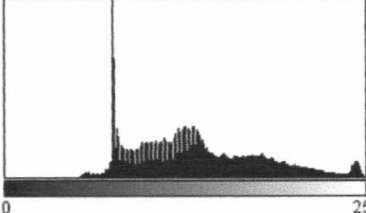
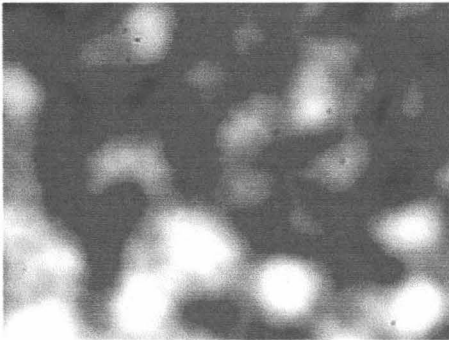
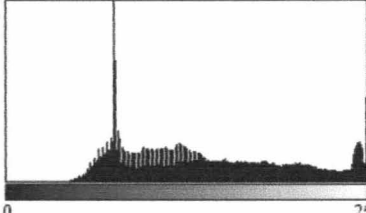
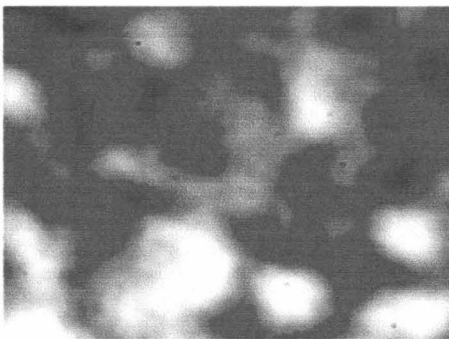
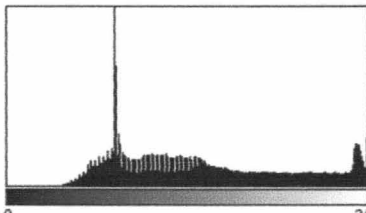
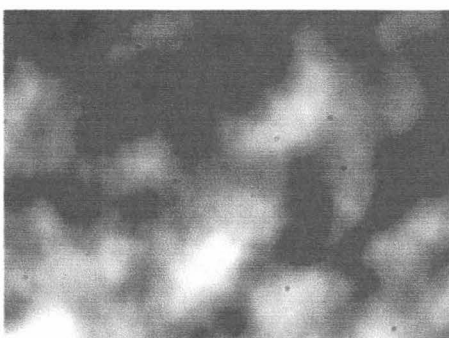
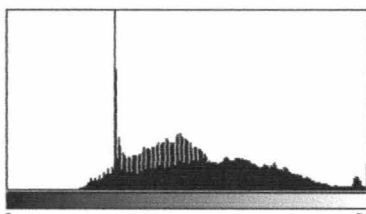
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
4		 <p>Count: 8140800 Min: 21 Mean: 128.040 Max: 255 StdDev: 57.138 Mode: 76 (1955023)</p>
5		 <p>Count: 8294400 Min: 24 Mean: 128.112 Max: 255 StdDev: 57.076 Mode: 76 (2288069)</p>
6		 <p>Count: 8294400 Min: 30 Mean: 127.803 Max: 255 StdDev: 55.316 Mode: 76 (2137719)</p>
7		 <p>Count: 7910400 Min: 34 Mean: 130.992 Max: 255 StdDev: 55.565 Mode: 76 (1962289)</p>

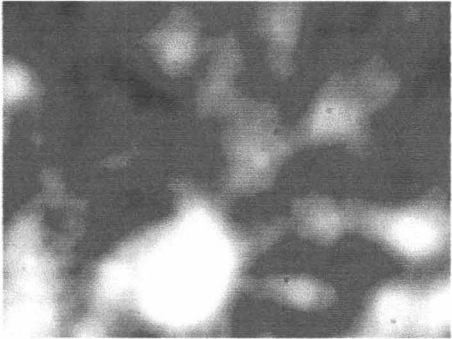
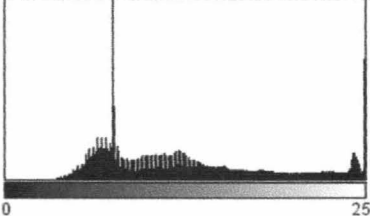
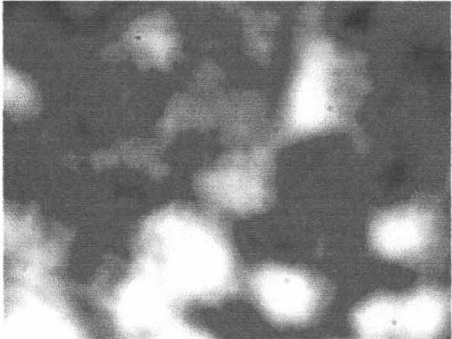
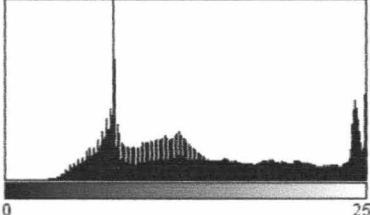
Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
8		 <p>Count: 9216000 Min: 36 Mean: 130.421 Max: 255 StdDev: 54.702 Mode: 76 (2294037)</p>
9		 <p>Count: 8294400 Min: 37 Mean: 131.772 Max: 255 StdDev: 54.607 Mode: 76 (1953681)</p>
10		 <p>Count: 9907200 Min: 41 Mean: 131.722 Max: 255 StdDev: 54.344 Mode: 76 (2304476)</p>
15		 <p>Count: 8140800 Min: 36 Mean: 131.412 Max: 254 StdDev: 53.052 Mode: 76 (1719916)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
20		 <p>Count: 7756800 Min: 34 Mean: 130.794 Max: 255 StdDev: 53.316 Mode: 76 (1630914)</p>
25		 <p>Count: 8064000 Min: 32 Mean: 128.273 Max: 255 StdDev: 53.036 Mode: 76 (1831269)</p>
30		 <p>Count: 8140800 Min: 32 Mean: 127.616 Max: 255 StdDev: 52.364 Mode: 76 (1824637)</p>
50		 <p>Count: 8294400 Min: 32 Mean: 123.436 Max: 252 StdDev: 51.535 Mode: 76 (2129595)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
100		 <p>Count: 8755200 Min: 28 Mean: 123.876 Max: 253 StdDev: 52.250 Mode: 76 (2303930)</p>
500		 <p>Count: 8448000 Min: 21 Mean: 126.276 Max: 255 StdDev: 52.855 Mode: 76 (2258001)</p>
1000		 <p>Count: 8524800 Min: 23 Mean: 127.380 Max: 255 StdDev: 53.492 Mode: 76 (2316691)</p>
3000		 <p>Count: 8064000 Min: 26 Mean: 128.527 Max: 250 StdDev: 43.451 Mode: 76 (1568785)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
5000		 <p>Count: 8524800 Min: 37 Mean: 129.853 Max: 246 StdDev: 44.169 Mode: 76 (2017548)</p>
10000		 <p>Count: 8985600 Min: 23 Mean: 117.908 Max: 255 StdDev: 53.946 Mode: 76 (2546723)</p>
15000		 <p>Count: 8755200 Min: 20 Mean: 119.331 Max: 255 StdDev: 52.918 Mode: 76 (2747189)</p>
20000		 <p>Count: 8140800 Min: 52 Mean: 131.068 Max: 255 StdDev: 43.560 Mode: 76 (868615)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
25000		 <p>Count: 9676800 Min: 36 Mean: 119.746 Max: 255 StdDev: 47.581 Mode: 76 (2962217)</p>
30000		 <p>Count: 8140800 Min: 32 Mean: 122.335 Max: 255 StdDev: 58.048 Mode: 76 (2637738)</p>
35000		 <p>Count: 7219200 Min: 29 Mean: 119.994 Max: 255 StdDev: 58.583 Mode: 76 (2381253)</p>
40000		 <p>Count: 7603200 Min: 42 Mean: 121.907 Max: 255 StdDev: 47.410 Mode: 76 (1901886)</p>

Frekuensi Akustik (Hz)	Pola Spekel	Karakteristik Histogram
45000		 <p>Count: 10982400 Min: 25 Mean: 115.728 Max: 255 StdDev: 58.228 Mode: 76 (3261980)</p>
50000		 <p>Count: 7987200 Min: 22 Mean: 119.512 Max: 255 StdDev: 60.588 Mode: 76 (2630836)</p>

Data Nilai Kontras Sampel *Dental Plaque Biofilm* 6 Jam Akibat Pengaruh Vibrasi Akustik Pada Rentang Frekuensi 0-50000 Hz :

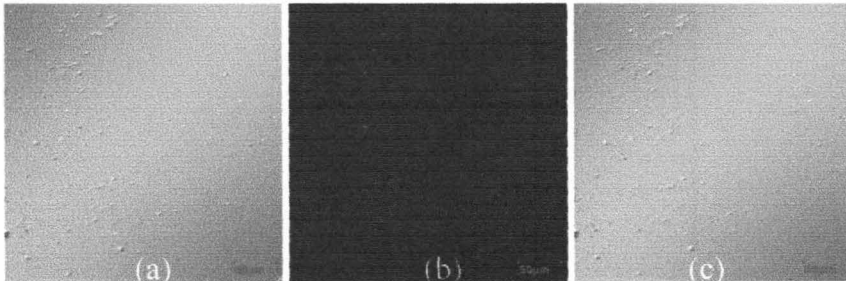
No.	Frekuensi akustik (Hz)	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$
1	0	121.985	68.275	0.559700
2	1	124.245	65.345	0.525937
3	2	125.966	60.865	0.483186
4	3	124.226	59.585	0.479650
5	4	128.040	57.138	0.446251
6	5	128.112	57.076	0.445516
7	6	127.803	55.316	0.432822
8	7	130.992	55.565	0.424186
9	8	130.421	54.702	0.419426
10	9	131.772	54.607	0.414405
11	10	131.722	54.344	0.412566
12	15	131.412	53.052	0.403707
13	20	130.794	53.316	0.407633
14	25	128.273	53.036	0.413402
15	30	127.616	52.364	0.410325
16	50	123.436	51.535	0.417504
17	100	123.876	52.250	0.421793
18	500	126.276	52.855	0.418567
19	1000	127.380	53.492	0.419940
20	3000	128.527	43.451	0.338069
21	5000	129.853	44.169	0.340146
22	10000	117.908	53.946	0.457526
23	15000	119.331	52.918	0.443455
24	20000	131.068	43.560	0.332346
25	25000	119.746	47.581	0.397349
26	30000	122.335	58.048	0.475318
27	35000	119.994	58.583	0.488216
28	40000	121.907	47.410	0.388903
29	45000	115.728	58.228	0.503145
30	50000	119.512	60.588	0.506962

Hasil perolehan nilai kontras spekel secara keseluruhan pada sampel *dental plaque biofilm* 2 jam, 4 jam, dan 6 jam yang dipengaruhi oleh vibrasi akustik pada rentang frekuensi 0 s/d 50000 Hz

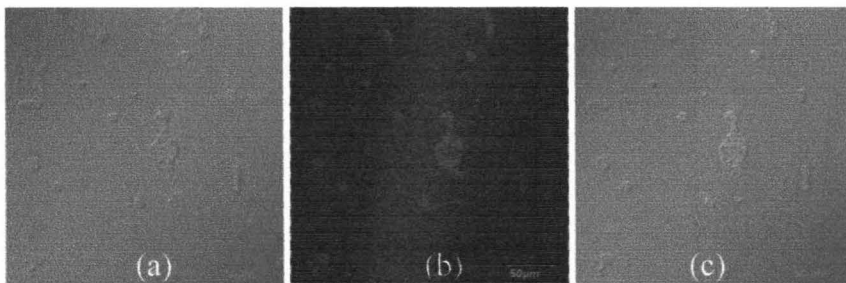
No.	Frekuensi akustik (Hz)	Sampel Dental Plaque Biofilm 2 Jam			Sampel Dental Plaque Biofilm 4 Jam			Sampel Dental Plaque Biofilm 6 Jam		
		Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$	Intensitas Rerata $\langle I \rangle$	Standar Deviasi σ_I	Kontras Spekel $C = \frac{\sigma_I}{\langle I \rangle}$
1	0	119.570	70.870	0.592707	117.259	66.985	0.571257	121.985	68.275	0.559700
2	1	118.917	65.423	0.550157	124.334	67.033	0.539137	124.245	65.345	0.525937
3	2	122.175	65.280	0.534316	125.422	64.665	0.515579	125.966	60.865	0.483186
4	3	121.703	64.200	0.527514	131.631	64.676	0.491343	124.226	59.585	0.479650
5	4	120.299	63.214	0.525474	130.283	63.447	0.486994	128.040	57.138	0.446251
6	5	121.888	63.440	0.520478	138.594	62.963	0.454298	128.112	57.076	0.445516
7	6	122.564	63.374	0.517069	133.932	61.661	0.460390	127.803	55.316	0.432822
8	7	122.822	63.124	0.513947	134.363	62.183	0.462799	130.992	55.565	0.424186
9	8	120.900	62.381	0.515972	134.924	60.812	0.450713	130.421	54.702	0.419426
10	9	120.379	62.033	0.515314	135.297	60.478	0.447002	131.772	54.607	0.414405
11	10	118.691	61.000	0.513940	134.853	60.049	0.445292	131.722	54.344	0.412566
12	15	120.143	60.987	0.507620	133.798	60.298	0.450664	131.412	53.052	0.403707
13	20	118.647	60.843	0.512807	135.584	60.674	0.447501	130.794	53.316	0.407633
14	25	118.233	60.927	0.515313	134.264	60.424	0.450039	128.273	53.036	0.413462
15	30	117.919	60.601	0.513921	135.757	60.926	0.448787	127.616	52.364	0.410325
16	50	117.911	60.551	0.513531	134.867	61.074	0.452846	123.436	51.535	0.417504
17	100	122.714	62.708	0.511009	132.405	60.401	0.456184	123.876	52.250	0.421793
18	500	120.556	63.531	0.526983	131.419	58.671	0.446442	126.276	52.855	0.418567
19	1000	119.440	62.825	0.525996	129.306	58.539	0.452717	127.380	53.492	0.41994
20	3000	130.969	49.696	0.379449	133.820	40.223	0.300575	128.527	43.451	0.338069
21	5000	128.067	45.924	0.358594	141.371	38.003	0.268818	129.853	44.169	0.340146
22	10000	123.412	56.071	0.454340	130.312	49.013	0.376120	117.908	53.946	0.457526
23	15000	125.282	56.889	0.454088	131.543	46.640	0.354561	119.331	52.918	0.443456
24	20000	115.248	56.198	0.487627	131.815	45.794	0.347411	131.068	43.560	0.332347
25	25000	125.182	50.261	0.401503	135.971	48.843	0.359216	119.746	47.581	0.397349
26	30000	126.952	62.870	0.495227	137.065	50.864	0.371094	122.335	58.048	0.474500
27	35000	122.917	62.266	0.506569	128.908	56.736	0.440128	119.994	58.583	0.488216
28	40000	127.839	66.192	0.517776	130.617	57.224	0.438105	121.907	47.410	0.388903
29	45000	129.998	65.375	0.502892	130.847	58.180	0.444641	115.728	58.228	0.503145
30	50000	126.312	61.173	0.484301	129.943	55.873	0.429981	119.512	60.588	0.506962

LAMPIRAN VIII**Hasil Pengamatan Sampel *Dental Plaque Biofilm* dengan menggunakan CLSM**

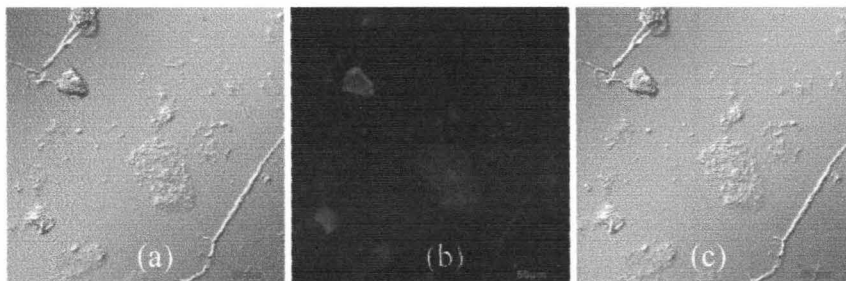
Plaque 2 jam :



Plaque 4 jam :

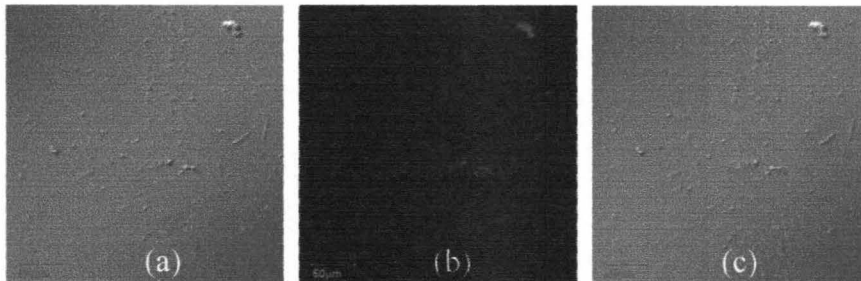


Plaque 6 jam :

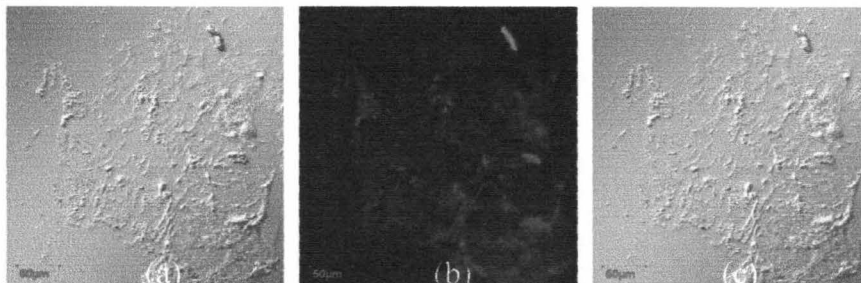


Gambar VIII.1 Pengamatan Sampel *Dental Plaque Biofilm* dengan menggunakan CLSM sebelum digetarkan , Keterangan : a) Berkas transmisi, b) Berkas emisi, dan c) Gabungan berkas Transmisi dan berkas Emisi

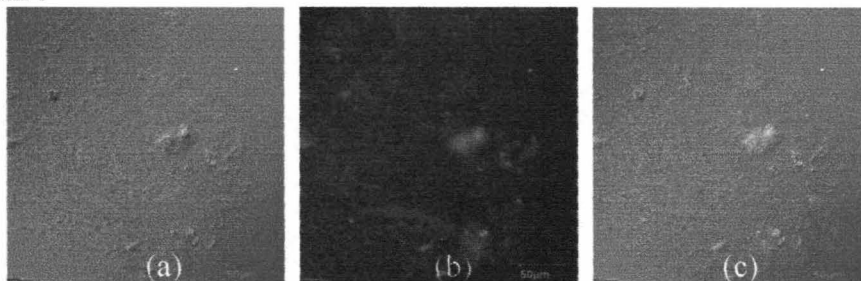
Plaque 2 jam :



Plaque 4 jam :



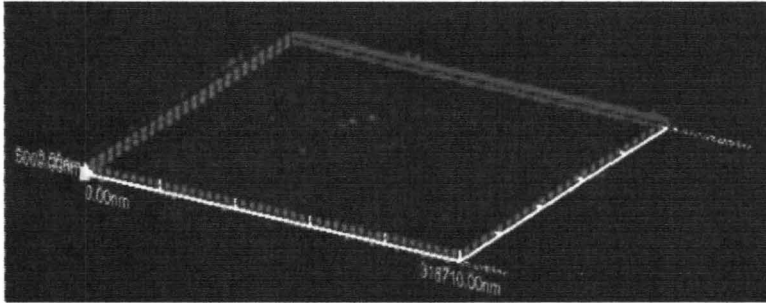
Plaque 6 jam :



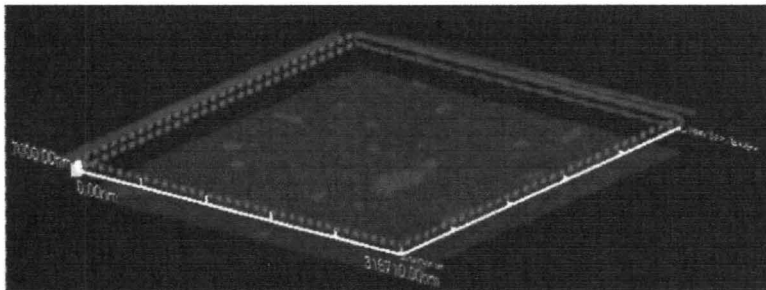
Gambar VIII.2 Pengamatan Sampel *Dental Plaque Biofilm* dengan menggunakan CLSM setelah digetarkan dengan frekuensi ultrasonik 25000 Hz, Keterangan : a) Berkas transmisi, b) Berkas emisi, dan c) Gabungan berkas Transmisi dan berkas Emisi

LAMPIRAN IX**Hasil Pengukuran Sampel *Dental Plaque Biofilm* dengan menggunakan CLSM**

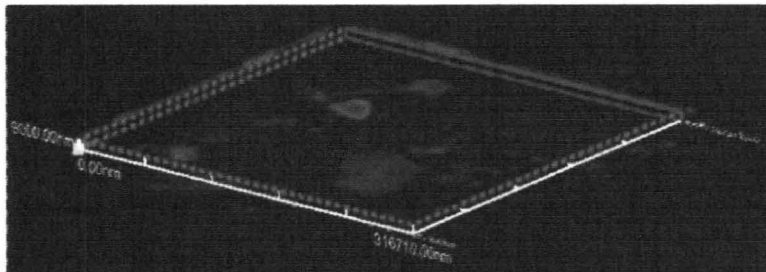
Plaque 2 jam :



Plaque 4 jam :

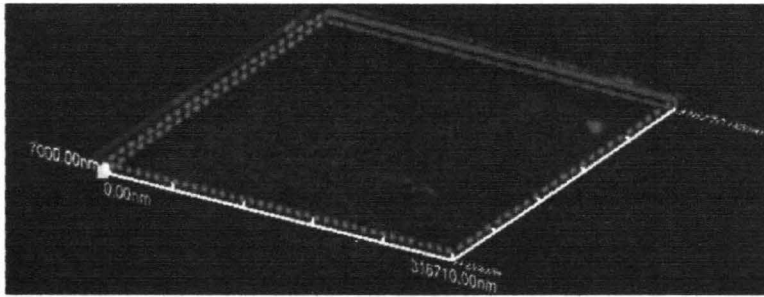


Plaque 6 jam :

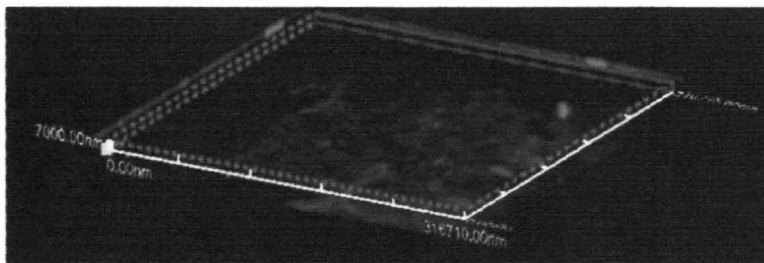


Gambar IX.1 Pengukuran Ketebalan Sampel *Dental Plaque Biofilm* dengan menggunakan CLSM sebelum digetarkan

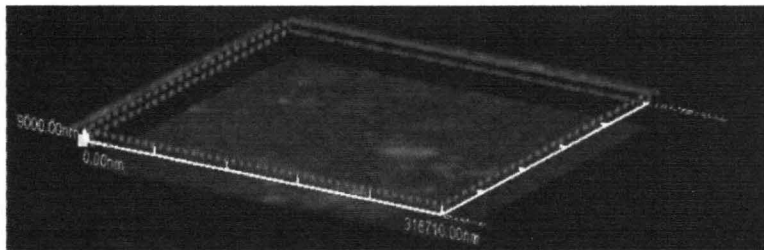
Plaque 2 jam :



Plaque 4 jam :



Plaque 6 jam :



Gambar IX.2 Pengukuran Ketebalan Sampel *Dental Plaque Biofilm* menggunakan CLSM setelah digetarkan dengan frekuensi ultrasonik 25000 Hz