



UNIVERSITAS INDONESIA

**Low Resonance Frequency Analyzer
untuk Mengukur Kekuatan Klinis Implan**

SKRIPSI

**Alto Belly
0806365343**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
DESEMBER 2010**



UNIVERSITAS INDONESIA

**Low Resonance Frequency Analyzer
untuk Mengukur Kekuatan Klinis Implan**

SKRIPSI

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar
Sarjana Teknik**

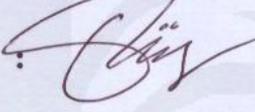
Alto Belly

0806365343

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
DESEMBER 2010**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Alto Belly
NPM : 0806365343
Tanda Tangan : 
Tanggal : Desember 2010

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Teknik Jurusan Teknik Elektro pada Fakultas Teknik Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada:

Dr. Ir. Agus Santoso Tamsir ,MT. sebagai dosen pembimbing 1 dan **Dr. Ratna Sari Dewi ,drg. Sp. Pros.** sebagai dosen pembimbing 2 yang telah menentukan dan menyetujui judul skripsi sebagai bagian dari penelitian pada Sensor klinis inplan dan yang membantu dalam konsep dan ide serta mendorong semangat untuk menyelesaikan tahap demi tahap dalam pembuatan sistem “*Low Resonance Frequency Analyzer*” Hingga terlaksananya penulisan skripsi ini.

- (1) Orang tua, saya yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral.
- (2) Teman-teman yang telah banyak membantu saya dalam menyelesaikan skripsi ini, Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan.

Depok, Desember 2010

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI SKRIPSI
UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

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

Nama : Alto Belly
NPM : 0806365343
Program Studi : Teknik Elektro
Fakultas : Teknik
Jenis karya : Skripsi

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

**Low Resonance Frequency Analyzer
Untuk Mengukur Kekuatan Klinis Implan**

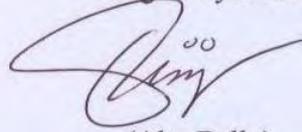
Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan mempublikasikan skripsi saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di: Depok

Pada tanggal: 29 Desember 2010

Yang menyatakan



(Alto Belly)

ABSTRAK

Nama : Alto Belly
Program Studi : Teknik Elektro
Judul : Low Resonance Frequency Analyzer
untuk Mengukur Kekuatan Klinis Implan

Pada skripsi ini telah dirancang bangun pengukuran kekuatan klinis pada inplan dengan cara pembacaan getaran resonansi yang timbul akibat ketukan yang di berikan ke inplan. Penanaman inplan memiliki getaran yang berbeda-beda dan frekuensi yang sama, dengan begitu didapat nilai besaran magnitudo pada frekuensi inplan yang sama. Proses pengolahan data berawal dari dalam domain waktu, lalu untuk melakukan pemisahan getaran resonansi dengan getaran gangguan dilakukan proses pengolahan data dalam domain frekuensi.

Untuk mendapatkan frekuensi daerah resonansi implan dilakukan pengujian kestabilan, Saat pengujian kestabilan didapatkan pada frekuensi 1Hz sampai 10Hz nilai R^2 paling yang mendekati 1 dari frekuensi-frekuensi yang lain, maka dapat di simpulkan bahwa pada frekuensi tersebut merupakan frekuensi resonansi implant. Pengukuran menggunakan alat LRFA menunjukkan nilai rata-rata magnitudo sebesar 0.370 sedangkan saat pengukuran menggunakan *Osstell Mentor* dengan implan yang sama pada rahang peraga nilai ISQ tertampilkan sebesar 70, dengan ini dapat diambil kesimpulan bahwa nilai magnitudo dengan batas $0.370 \approx \pm 0.4$ sudah menunjukkan bahwa implan telah tertanam kuat.

Kata kunci : Implan, Analisa Getaran Resonansi Frekuensi Rendah, Osstell Mentor, Accelerometer, BASIC stamp, Analisa FFT.

ABSTRACT

Name : Alto Belly
Study Program : Electrical Engineering
Title : Low Resonance Frequency Analyzer
to measure the strength of clinical Implant

This thesis has been designed to build strength measurement in clinical inplant readings by resonance vibration caused by a knock that is given to inplant. Planting inplant have different vibrations and the same frequency, so the obtained value of the magnitude scale at the same frequency inplant. The process begins with data processing in time domain, and then to perform the separation of vibrational resonance with the vibration data processing disorder conducted in the frequency domain.

To obtain the resonance frequency of implant stability testing, stability testing When obtained at a frequency of 1Hz to 10Hz at the R^2 value close to 1 than the other frequencies, it can be concluded that at that frequency is the resonance frequency of implant. Measurements using LRFA shows the average value of 0.370 while the current magnitude measurements using Osstell Mentor with the same implant in the jaw Shown visuals ISQ value of 70, with it can be concluded that the magnitude value with a limit of $0.370 \approx \pm 0.4$ already showed that the implants had firmly entrenched.

Keyword : Implant, Low Resonance Frequency Analyzer (LRFA), Osstell Mentor, Accelerometer, BASIC stamp, Analisis FFT.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI SKRIPSI UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS.....	v
ABSTRAK.....	vi
ABSTRACT.....	vii
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL.....	xi
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang Masalah.....	1
1.2 Pembatasan Masalah.....	3
1.3 Tujuan	4
1.3.1 Tujuan Umum.....	4
1.3.1 Tujuan khusus.....	4
1.4 Batasan masalah.....	4
1.5 Metodologi Penyelesaian Masalah.....	4
1.6 Sistematika penulisan.....	5
BAB 2 LANDASAN TEORI.....	7
2.1 Implan Gigi.....	7
2.2 Penelitian pada Hewan Coba.....	12
2.2.1 Morfologi Gigi Primata dan Fungsinya.....	12
2.2.2 <i>M. fascicularis</i>	15
2.3 <i>Osstell Mentor</i>	16
2.3.1 Cara kerja.....	17
2.4 Accelometer.....	18
2.5 BASIC Stamp 2sx.....	20
2.5.1 Blok Diagram.....	21
2.5.2 Spesifikasi.....	22
2.6 Komunikasi Serial.....	22
2.6.1 Perangkat Komunikasi serial.....	22
2.6.2 Port serial PC.....	23
2.6.3 Komunikasi serial pada mikrokontroller.....	24
2.6.4 Kecepatan transmisi.....	25
BAB 3 PERANCANGAN DAN REALISASI ALAT.....	26
3.1 Tujuan Perancangan.....	26
3.1.1 Spesifikasi Sistem.....	26
3.1.2 Perancangan Diagram Blok Sistem.....	27

3.2	Cara Kerja alat.....	27
BAB 4 PENGUJIAN DAN ANALISA.....		29
4.1	Tujuan.....	31
4.2	Metodologi Pengujian dan Pengolahan Data.....	31
4.3	Pengujian dan Pengolahan Data Tiap Blok.....	32
4.3.1	Komunikasi serial antara mikrokontroler dengan PC.....	32
4.3.2	Pengolahan Data Dalam Domain Waktu.....	33
4.3.3	Pengolahan Data Dalam Domain Frekuensi.....	35
4.3.4	Pengambilan Kekuatan Klinis Implan.....	39
4.3.4.1	Hasil Pengujian M1KI.....	40
4.3.4.2	Hasil Pengujian M3KI.....	41
4.3.4.3	Hasil Pengujian M3KA.....	42
4.3.4.4	Hasil Pengujian P2KI.....	43
4.3.4.5	Hasil Pengujian P2KA.....	44
4.3.5	Pengujian Kestabilan Data Kekuatan Klinis Implan.....	45
4.3.5.1	Pesamaan Garis Power Pada Frekuensi 1Hz Sampai 31Hz	46
4.3.5.2	Pesamaan Garis Power Pada Frekuensi 10Hz Sampai 31Hz.....	48
4.3.5.3	Pesamaan Garis Power Pada Frekuensi 1Hz Sampai 10Hz.....	50
4.3.6	Pengujian Klinis Implan Pada Rahang Peraga.....	53
4.3.6.1	Hasil Pengujian Menggunakan <i>Osstell Mentor</i>	53
4.3.6.2	Hasil Pengujian Menggunakan <i>Low Resonance Frequency Analyzer</i>	54
4.4	Analisa Data.....	54
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....		57
5.1	Kesimpulan.....	57
5.2	Saran.....	58
DAFTAR ACUAN.....		59
DAFTAR PUSTAKA.....		61
LAMPIRAN 1.....		62
LAMPIRAN 2.....		65
LAMPIRAN 3.....		76

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Detail implan gigi.....	8
Gambar 2.2	Gigi-geligi Rahang Atas dan Bawah Primata.....	13
Gambar 2.3	<i>M. fascicularis</i>	15
Gambar 2.4	Kekuatan Implan.....	17
Gambar 2.5	Perangkat <i>Osstell Mentor</i>	17
Gambar 2.6	1. Tiang implant pengukuran 2. Cara mengarahkan probe 3. Tampilan ISQ.....	18
Gambar 2.7	Arah probe yang baik dalam pengukuran.....	18
Gambar 2.8	Sketsa kapasitive MEMS accelerometer.....	19
Gambar 2.9	Sensor accelerometer.....	20
Gambar 2.10	BASIC Stamp 2sx.....	21
Gambar 2.11	Diagram Blok.....	21
Gambar 2.12	Data seri tak sinkron.....	22
Gambar 2.13	Pin DB9.....	24
Gambar 3.1	Diagram blok alat.....	27
Gambar 4.1	Denah implan yang terpasang.....	29
Gambar 4.2	(a) Tampilan hasil pengukuran (b) Pengujian dengan alat LRFA.....	30
Gambar 4.3	a. Domain waktu (detik) b. Domain frekuensi (Hz)	30
Gambar 4.4	Tampilan data serial.....	32
Gambar 4.5	Tampilan cara menyimpan data.....	33
Gambar 4.6	Tampilan konversi percepatan bit ke g (gravitasi).....	34
Gambar 4.7	Grafik percepatan X (g) dalam domain waktu.....	35
Gambar 4.8	Tampilan konversi dalam domain frekuensi.....	36
Gambar 4.9	Tampilan konversi dalam domain frekuensi masukan input.....	37
Gambar 4.10	Tampilan konversi dalam domain frekuensi <i>Fourier Analysis</i>	38
Gambar 4.11	Grafik percepatan X (g) dalam domain frekuensi.....	39
Gambar 4.12	Bentuk Grafik 1Hz sampai 31Hz.....	45
Gambar 4.13	Grafik tahap sampai hari ke-14 1Hz sampai 31Hz.....	46
Gambar 4.14	Grafik tahap sampai hari ke-30 1Hz sampai 31Hz.....	46
Gambar 4.15	Grafik tahap sampai hari ke-90 1Hz sampai 31Hz.....	47
Gambar 4.16	Grafik tahap sampai hari ke-14 10Hz sampai 31Hz.....	48
Gambar 4.17	Grafik tahap sampai hari ke-30 10Hz sampai 31Hz.....	49
Gambar 4.18	Grafik tahap sampai hari ke-90 10Hz sampai 31Hz.....	49
Gambar 4.19	Grafik tahap sampai hari ke-14 1Hz sampai 10Hz.....	51
Gambar 4.20	Grafik tahap sampai hari ke-30 1Hz sampai 10Hz.....	51
Gambar 4.21	Grafik tahap sampai hari ke-14 1Hz sampai 10Hz.....	51
Gambar 4.22	Pengujian menggunakan <i>Osstell Mentor</i>	53
Gambar 4.23	(a) Resonansi lemah, (b) Resonansi kuat.....	55

DAFTAR TABEL

Tabel	2.1	Spesifikasi.....	16
Tabel	2.2	Karakteristik Standar EIA.....	23
Tabel	2.3	Karakteristik port serial komputer.....	24
Tabel	4.1	Nilai klinis implan M1KI.....	40
Tabel	4.2	Nilai klinis implan M3KI.....	41
Tabel	4.3	Nilai klinis implan M3KA.....	42
Tabel	4.4	Nilai klinis implan P2KI.....	43
Tabel	4.5	Nilai klinis implant P2KA.....	44
Tabel	4.6	Perubahan kekuatan klinis implan pada frekuensi 1Hz – 31Hz.....	46
Tabel	4.7	Perubahan variabel pada hari ke-14 1Hz sampai 31Hz....	47
Tabel	4.8	Perubahan variabel pada hari ke-30 1Hz sampai 31Hz....	47
Tabel	4.9	Perubahan variabel pada hari ke-90 1Hz sampai 31Hz....	47
Tabel	4.10	Variabel pada persamaan baru 1Hz sampai 31Hz	47
Tabel	4.11	Kestabilan 1Hz sampai 31Hz.....	48
Tabel	4.12	Perubahan kekuatan klinis implan pada frekuensi 10Hz – 31Hz.....	48
Tabel	4.13	Perubahan variabel pada hari ke-14 10Hz sampai 31Hz..	49
Tabel	4.14	Perubahan variabel pada hari ke-30 10Hz sampai 31Hz..	49
Tabel	4.15	Perubahan variabel pada hari ke-90 10Hz sampai 31Hz..	49
Tabel	4.16	Variabel pada persamaan baru 10Hz sampai 31Hz	50
Tabel	4.17	Kestabilan 10Hz sampai 31Hz.....	50
Tabel	4.18	Perubahan kekuatan klinis implan pada frekuensi 1Hz – 10Hz.....	50
Tabel	4.19	Perubahan variabel pada hari ke-14 1Hz sampai 10Hz....	52
Tabel	4.20	Perubahan variabel pada hari ke-30 1Hz sampai 10Hz....	52
Tabel	4.21	Perubahan variabel pada hari ke-90 1Hz sampai 10Hz....	52
Tabel	4.22	Variabel pada persamaan baru 1Hz sampai 10Hz	52
Tabel	4.23	Kestabilan 1Hz sampai 10Hz.....	52
Table	4.24	Dominan kestabilan.....	53
Tabel	4.25	Nilai pengujian <i>Osstell Mentor</i>	45
Tabel	4.26	Nilai pengujian LRFA.....	46

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Hasil survei kesehatan nasional dalam kurun waktu 10 tahun terakhir menunjukkan 60-70% prevalensi kesehatan gigi di Indonesia dalam tingkatan buruk. Umumnya terjadi pembusukan gigi dan gigi berlubang. Maka, tak heran jika gigi permanen tanggal semakin meningkat. Hal ini tak hanya mengganggu penampilan tetapi juga membuat kegiatan menguyah terasa tidak nikmat bahkan menyakitkan.^[1]

Sejak lama masalah ini diatasi dengan penggunaan gigi palsu. Namun, metodenya yang sederhana sering bikin repot dan kurang nyaman. Mulai dari harus sering gigi palsu dilepas untuk dibersihkan atau malah terlepas dan lantas tertelan. Solusi lain, di jaman sekarang teknologi kedokteran berkembang pesat dengan penanaman gigi (dental implan), yaitu suatu pengganti gigi asli yang ideal, dengan penanaman akar gigi tiruan dengan bahan metal, mempunyai sifat dan bentuk yang menyerupai gigi asli. Menurut Neo Tee Khin, salah satu ahli gigi implan di klinik Bedah Gigi *Henry Lee* di *Mount Elizabeth Medical Centre*, Singapura, dental implant adalah penanaman gigi palsu yang terbuat dari logam titanium murni yang bersifat biocompatible, maksudnya menurut pengajar di *National University of Singapore* itu, implan dapat diterima dan terintegrasi dengan baik dalam tubuh manusia, tanpa komplikasi atau reaksi penolakan dari jaringan tubuh.^[1]

Selain dapat mengembalikan fungsi pengunyahan, bicara dan rasa percaya diri, implan juga memberikan nilai tambah yang berarti dalam estetik dan kenyamanan. Pada saat ini sedang dikembangkan teknik pemasangan implan melalui satu tahap pembedahan dengan melakukan pemasangan suprastruktur segera setelah implan dipasang. Teknik ini dikenal dengan istilah *immediate loading* yang cukup menjanjikan karena memiliki kelebihan, antara lain waktu perawatan lebih singkat sebab hanya membutuhkan sekali pembedahan, juga

memberikan kenyamanan dan rasa aman dengan adanya protesa cekat serta secara tidak langsung memberikan kepuasan bagi pasien.^[2] Namun, masih terdapat pertentangan mengenai keberhasilan perawatan implan melalui metode *immediate loading*.

Berdasarkan pengalaman klinis yang dilakukan Branemark dkk, untuk mencapai oseointegrasi dibutuhkan waktu sekitar 3 sampai dengan 6 bulan untuk melewati fase penyembuhan. Pemberian beban dengan pemasangan bagian restoratif secara konvensional (*delayed loading*) baru dapat dilakukan setelah melewati fase penyembuhan, dalam waktu yang bervariasi bergantung pada tipe implan, yaitu antara 12 dan 24 minggu.^{[2],[3]} Proses *remodeling* tulang terjadi dalam 6 minggu sampai 16 minggu. bahkan dalam rentang waktu dua minggu setelah pemasangan implan.^[4] Sehubungan dengan masalah oseointegrasi, banyak faktor yang berperan termasuk reaksi imunologi, ekspresi gen dan mekanisme selular yang melibatkan BMP (*Bone Morphogenetic Protein*), ALP (*Alkaline Phosphatase*), VEGF (*Vascular Endothelial Growth Factor*), FGF (*Fibroblasts Growth Factor*), dan faktor seluler lain yang berperan dalam keberhasilan oseointegrasi. Namun belum ada penelitian yang lengkap dan jelas mengenai peran faktor-faktor tersebut dalam pemasangan implan secara *immediate loading*.^[5] Oleh karena itu perlu dilakukan penelitian lebih jauh mengenai pengaruh implan *immediate loading* terhadap oseointegrasi yang dikaitkan dengan kontak oklusal ditinjau secara klinis, radiografis, biomolekuler dan histomorfometri.

Skripsi ini akan merancang dan menganalisis untuk sebagai pendukung penelitian dalam pemeriksaan klinis untuk memantau proses oseointegrasi. Dengan itu dirancanglah Alat *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) dengan komponen yang terdiri dari dua unsur utama perangkat elektronika, yaitu sensor *accelerometer* sebagai pendekteksi getaran, dan *basic micro system* sebagai pengontrol data dari sensor *accelerometer* yang akan diteruskan ke perangkat komputer. Sensor *accelerometer* yang digunakan dengan model *Freescale Semiconductor MMA7455L 3-Axis* dengan *output accelerometer* berupa digital dan berdaya rendah, mikro mekanik sensor yang mampu mengukur percepatan sepanjang sumbu nya X, Y, dan Z. Sensor ini memiliki beberapa fitur terintegrasi

yang nyaman termasuk pengubah analog ke digital (ADC), *digital low-pass filter*, dan kisaran sensitivitas. Semakin stabil implan maka akan timbul getaran resonansinya semakin kecil. Alat ini sengaja dibuat dalam penunjang penelitian, karena alat yang biasa digunakan untuk pemeriksaan oseointegrasi dan stabilitas implan (*Osstell Mentor*) tidak dapat diaplikasikan pada jenis implan *one piece*. Penelitian ini menggunakan mini implan *one piece* oleh karena itu untuk melakukan pemeriksaan proses oseointegrasi secara klinis dibutuhkan alat yang dengan *transducer* yang menyentuh dan dapat diaplikasikan pada implan yang sudah ada restorasi maupun yang tanpa restorasi. Alat LRFA merupakan alat yang baru dirancang sehingga perlu dilakukan uji diagnostik untuk mengetahui sensitivitas dan spesifisitasnya sebelum digunakan untuk melakukan diagnosis.

Pada skripsi ini akan dipaparkan perancangan dan cara pengolahan data agar terpenuhinya uji diagnostik, diantaranya dengan melakukan pengujian pengukuran kekuatan klinis implan pada satwa primata macaca dari hari pertama pemasangan implan, hari ke-7, hari ke-14, hari ke-30 dan hari ke-90 setelah pemasangan. Implan yang terpasang yaitu pada M1 kiri (M1KI), M3 kiri (M3KI), M3 kanan (M3KA), P2 kiri (P2KI) dan P2 kanan (P2KA) yang akan dilakukan pengolahan data dalam domain waktu, domain frekuensi dan pengujian kestabilan datanya.

1.2 Perumusan Masalah

Dalam perumusan masalah perancangan dan realisasi sistem *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA), sistem yang dibangun diharapkan dapat membaca getaran frekuensi rendah yang diakibatkan dari bergetarnya benda lain. Permasalahan dalam pemasangan implan yaitu ketidak kokohan implan yang akan berakibat kegagalan dalam pemasangan dengan itu perlu dilakukan pengujian dan pengukuran kekuatan implan yang terpasang dalam jangka waktu hari ke-1, ke-7, ke-14, ke-30, dan ke-90. Pengujian implan gigi menggunakan beberapa metode yang saat ini telah dikembangkan menggunakan transduser yang dapat membaca tanpa harus menyentuhkan alat ke implant gigi, namun dalam skripsi ini alat *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) yang dibuat masih menyentuhkan *transduser* pada implan dan dengan mengetuk satu kali pada implan akan didapatkan getaran resonansi.

1.3 Tujuan

1.3.1 Tujuan Umum

Memenuhi salah satu syarat menyelesaikan pendidikan Program Sarjana 1 (S1) Fakultas Teknik, Jurusan Teknik Elektro, Universitas Indonesia.

1.3.2 Tujuan Khusus

Sebagai penunjang riset penelitian dalam bidang kedokteran gigi yaitu pemasangan implan gigi, yang di gunakan sebagai alat ukur kekuatan implan.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada skripsi ini yaitu dalam perancangan dan realisasi sistem *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) adalah sebagai berikut:

- Membandingkan alat *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) yang sudah ada yang bernama *Osstell mentor* dengan alat yang di buat.
- Penggunaan sensor axcelometer sebagi pengukur getaran frekuensi.
- Menganalisa getaran rambat resonasi yang dihasilkan oleh 1 kali ketukan pada implan.
- Pembacaan sensor axcelometer menggunakan program rfi interm rev2.4.19 dan pengolahan datanya menggunakan Microsoft Office Excel 2007.
- Data getaran dianalisa menggunakan metode *Fourier Analysis* dan jumlah magnitude 1F sampai 10F yang dihasilkan besar kekuatan getaran implan.

1.5 Metodologi Penyelesaian Masalah

1. Studi Literatur

Pada tahapan ini seluruh informasi yang berhubungan dengan *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA), implan gigi, axcelometer, *Fourier Analysis* dan lain-lain dikumpulkan dan dipelajari.

2. Perancangan

Proses perancangan dibagi menjadi tiga tahapan, yaitu penentuan spesifikasi, perancangan hardware dan perancangan software. Penentuan spesifikasi

dilakukan dengan cara menentukan bagaimana spesifikasi alat yang akan dibuat, berdasarkan teori dan bahan yang ada. Perancangan hardware dimulai dari pembuatan modul LRFA.

3. Realisasi

Membuat sistem secara menyeluruh sesuai dengan rencana yang telah dilakukan pada proses perancangan.

4. Pengujian dan Analisa

Melakukan pengujian mengenai kinerja alat, mulai dari pengujian sensor axcelometer sampai proses pembacaan getaran pada implan. Hasil pengujian akan dianalisa dan di bandingkan dengan alat *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) yang sudah ada untuk mengetahui apakah alat bekerja sesuai dengan yang diharapkan atau tidak.

1.6 Sistematika Penulisan

Pembahasan laporan skripsi ini disusun dalam beberapa bagian dengan sistematika tertentu, dengan harapan pembaca akan lebih mudah memahami isi laporan ini. Sistematika yang digunakan adalah sebagai berikut :

BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini membahas tentang latar belakang , tujuan yang ingin dicapai, perumusan masalah, batasan masalah, metodologi penyelesaian , dan sistematika penulisan.

BAB 2 LANDASAN TEORI

Membahas tentang teori-teori pendukung yang digunakan dalam penyelesaian masalah dalam Proyek Akhir ini. Hal-hal yang dibahas antara lain : *Osstell Mentor*, sensor axcelometer, basic stamp, komunikasi serial, real-time clock, dan Microsoft Office Excel 2007.

BAB 3 PERANCANGAN DAN REALISASI

Tahap-tahap perancangan dan realisasi, antara lain : spesifikasi alat, pemilihan komponen, perancangan alat dan realisasi alat

BAB 4 PENGUJIAN DAN ANALISA

Memberikan informasi lengkap mengenai pengujian dan analisa yang dilakukan terhadap alat secara keseluruhan. Pengujian dibagi menjadi dua tahapan yaitu pengujian secara lab dan pengujian pengujian di

lapangan. Hal ini dilakukan untuk mengetahui kinerja dari alat, serta untuk mengetahui apakah alat bekerja sesuai dengan spesifikasi atau tidak.

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

Bab terakhir yang berisi kesimpulan yang diperoleh dari hasil pembuatan Proyek Akhir serta saran-saran untuk pengembangan lebih lanjut dari alat yang direalisasikan.

BAB 2

LANDASAN TEORI

2.1 Implan Gigi

Implan gigi adalah suatu material yang ditanam di dalam tulang alveolar sebagai penyangga untuk dibuatkan restorasi pengganti gigi yang hilang. Implan sederhana pertama kali dikenal sejak Abad ke 16, merupakan implan yang sederhana terbuat dari batu hitam yang ditemukan pada fosil tengkorak sebagai pengganti gigi yang tanggal. Namun, beberapa perkembangan implan gigi baru terjadi selama 40 tahun terakhir ini. Beberapa tipe implan yang mengalami perkembangan selama bertahun-tahun dalam bentuk yang bervariasi dan dibuat dari bahan yang beragam.^[2] Menurut Power (2006) implan gigi diklasifikasikan berdasarkan desainnya. Desain tersebut dibuat berdasarkan cara pemasangan implan. Ada tiga tipe implan yang telah dikenal selama lebih dari 40 tahun yaitu implan superiosteal, implan transosteal, dan implan endosteal.^[6]

Tidak semua tipe implan yang telah disebutkan di atas mengalami perkembangan, hanya implan berbentuk akar yang akhirnya selalu dipakai dan dilakukan kajian-kajian untuk menyempurnakannya. Bahkan saat ini telah beredar ratusan merek implan berbentuk akar berkembang di pasaran dengan desain dan modifikasi yang sangat bervariasi.^[3] Implan berbentuk akar dikategorikan dalam implan endosteal, didesain untuk memanfaatkan ruang vertikal dari tulang dengan bentuk menyerupai akar gigi asli. Meskipun banyak sekali istilah yang digunakan, namun *National Institutes of Health* telah membuat konsensus pada tahun 1988 bahwa istilah yang paling tepat adalah implan berbentuk akar (*Root form Implant*), hal ini telah disetujui oleh *American Academy of Implant Dentistry*.^[7]

Pada saat ini pemakaian implan gigi semakin meningkat. Lebih dari satu juta implan dipasang di Amerika setiap tahunnya. Jumlah ini terus menerus bertambah dengan terjualnya produk implan kepada dokter gigi di Amerika Utara yang hampir mencapai 550 juta dolar pada tahun 2005, jika dibandingkan dengan sebelumnya yang hanya terjual 10 juta dolar pada tahun 1983, dengan harapan

akan berkembang lagi menjadi 12 sampai 15% di tahun-tahun mendatang. Menurut data yang diperoleh, 90% prostodontis memasang implan gigi sebagai perawatan rutin, dan lebih dari 80% dokter gigi umum memasang implan baik sebagai pendukung restorasi cekat maupun lepasan, dibandingkan 15 tahun yang lalu hanya 65% di Amerika.^[8]



Gambar 2.1 Detail implan gigi ^[1]

Meningkatnya kebutuhan dan penggunaan implan gigi berkaitan dengan hasil perawatan dan pengaruh dari beberapa faktor sebagai berikut; 1) semakin tingginya usia harapan hidup; 2) kehilangan gigi sehubungan dengan peningkatan usia; 3) akibat kegagalan protesa cekat konsekuensi anatomis dari kondisi tak bergigi; keterbatasan dari gigi tiruan lepas sebagian; aspek psikologis akibat kehilangan gigi; hasil jangka panjang yang dapat diprediksi dari pemakaian implan gigi; keuntungan pemakaian restorasi yang didukung oleh implan; meningkatnya kesadaran masyarakat.^[4]

Pemasangan implan gigi membutuhkan beberapa persyaratan yang harus dipenuhi, yaitu: 1) kehilangan gigi; 2) tulang rahang telah berkembang maksimal; 3) mempunyai tulang yang memadai untuk keamanan pemasangan implan, atau akan direncanakan diberi *bone graft*; 4) memiliki jaringan mulut yang sehat; 5) kondisi kesehatan umum mendukung proses penyembuhan; 6) tidak dapat atau tidak mau memakai gigi tiruan lepasan; 7) untuk memperbaiki fungsi bicara; 8) sudah memiliki komitmen untuk menjalani proses pemasangan selama berbulan-bulan untuk pemasangan konvensional.^[9]

Dalam melakukan analisis suatu sistem implan, ada tiga faktor yang penting, yaitu; 1) unsur bahan implan dan jaringan; 2) pengaruh dari implan dan

pengaruh material implan sendiri baik pada jaringan lokal maupun sistemik; Zona antara implan dan tulang. Daerah ini disebut dengan zona *interface* implan dan jaringan, relatif tipis bila dilihat secara ultrastruktural, daerah ini memiliki unsur-unsur yang penting, yang berpengaruh terhadap pemeliharaan integritas *interface*. Selanjutnya, integritas *interface* bergantung pada bahan, permukaan faktor mekanis, kimiawi, permukaan, biologis, dan faktor lingkungan rongga mulut, yang senantiasa mengalami perubahan sesuai dengan fungsinya. Dapat dikatakan bahwa keberhasilan perawatan implan gigi tidak terlepas dari masalah biomaterial dan biomekanis. Masalah biomekanis meliputi teknik pembedahan, kesembuhan jaringan, serta status kesehatan gigi dan medis pasien secara umum.^[2]

Secara umum, bahan implan diklasifikasikan atas dua kelompok dasar yaitu bahan keramik dan metal ada pula yang merupakan campuran atau hibrid. Bahan implan gigi seringkali menghasilkan debri sebagai akibat korosi atau karena keausannya, yang berakibat terhadap timbulnya respons biologis baik lokal maupun sistemik. Bahan metal cenderung lebih sensitif terhadap degradasi elektrokimia jika dibandingkan dengan keramik, oleh karena itu kriteria yang mendasar pada saat memilih bahan implan dari metal adalah yang tidak menimbulkan respons, biologis negatif. Perlu dicatat bahwa hubungan yang sinergis antara proses, komposisi, struktur, serta sifat fisis metal dengan permukaan oksida lebih efektif jika dibandingkan dengan implan yang terdiri dari dua macam metal. Proses yang dilalui dalam pembuatan implan gigi mempengaruhi sifat fisis dan fungsional implan tersebut, terutama karena perubahan temperatur dan pengaruh tekanan.^[2]

Hampir semua implan yang menggunakan bahan metal, biasanya mengandung unsur titanium sebagai material utama, baik dalam campuran CPTi atau Ti-6Al-4V. Titanium memiliki resistensi terhadap degradasi elektrokimia, memberi respons biologis yang minimal, relatif ringan, densitasnya rendah, modulusnya rendah, dan memiliki kekuatan yang tinggi sehingga membuat titanium menjadi bahan pilihan dalam dunia material Kedokteran Gigi. Titanium memiliki lapisan oksida yang sangat stabil. Bentuk oksidanya tahan terhadap korosi dan memiliki biokompatibilitas yang tinggi terhadap titanium.^[2] Secara komersial Titanium murni (CPTi) digunakan sebagai bahan implan gigi, pelapisan

permukaan (*surface coating*), dan pada saat ini dipakai pula untuk bahan mahkota tiruan, gigi tiruan sebagian, gigi tiruan penuh dan untuk bahan *wire* kawat ortodonsi. Istilah titanium seringkali digunakan untuk semua bentuk titanium murni maupun dalam bentuk *alloy*. Namun, perlu dicatat bahwa pemrosesan, komposisi, struktur, dan sifat *alloy* titanium masing masing berbeda; dan juga berbeda baik dalam bentuk tempa maupun buatan dengan *casting*.^[2]

Implan gigi dibedakan pula berdasarkan pelapisan permukaannya yang terdiri dari implan tidak dilapis, implan di lapis dengan keramik, karbon, atau *polimer*.^[4] Saat ini minat untuk melakukan pelapisan implan titanium *alloy* dengan bahan bioaktif semakin tinggi. Langkah ini dilakukan dengan tujuan untuk meningkatkan hubungan tulang dengan implan supaya baik. Bahan keramik bioaktif tidak hanya bersifat biokompatibel, tetapi memiliki kemampuan menghasilkan respon jaringan yang sangat menguntungkan jika ditanam secara *in vivo*.^[2] Proses pelapisan dengan keramik ini dapat dilakukan dengan cara plasma semprot atau pelapisan untuk permukaan bioaktif. Bioaktif diartikan sebagai berbagai bahan anorganik yang dapat menstimulasi adesi dan ikatan ke tulang, serta dapat mempromosikan dan memperoleh ikatan langsung dengan tulang. Bahan keramik yang sering dipakai adalah aluminium Oksida (Al_2O_3), dan Zirkonia (Zr_2O_3), sedangkan bahan sintetik yang sering digunakan adalah Kalsium fosfat. Bahan ini bersifat nonimunogenik dan biokompatibel dengan jaringan inang. Ada dua jenis kalsium fosfat yang digunakan, yaitu hidroksi apatit (HA) atau $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ dan trikalsium fosfat (TCP) atau $Ca_3(PO_4)_2$.^[10] Keramik ini membentuk ikatan kimia secara langsung dengan jaringan dan hampir semuanya didesain agar mengalami bioresorpsi dan biodegradasi, serta memiliki tingkat kelarutan yang tinggi. Teknik pelapisan dapat meningkatkan terjadinya oseointegrasi dari kombinasi keramik dengan *alloy* metal yang memiliki kekuatan tinggi. Hampir semua pabrik menyediakan pelapisan implan dengan CPC (kalsium fosfat keramik) untuk digunakan pada daerah yang kualitas tulangnya kurang baik. Namun belum dapat diprediksi kekuatan ikatan antara metal dengan pelapisan. Apabila pelapisan implan ini mengalami keberhasilan, maka akan menyatu dengan tulang di sekitarnya. Bila penyatuan ini terjadi di daerah *interface*, istilah biointegrasi lebih tepat dari pada oseointegrasi, dan tidak ada

ruangan antara implan dengan tulang. Integritas pelapisan keramik dalam jangka panjang tidak diketahui dengan pasti, berdasarkan bukti yang ada bahan pelapisan akan mengalami resorpsi setelah waktu yang lama. Dari penelitian yang dilakukan ternyata ikatan antara metal dengan keramik akan mengalami kegagalan sebelum terjadi ikatan antara keramik dengan jaringan. Inilah titik kelemahan dari pelapisan keramik.^[2]

Untuk mendapatkan hasil yang lebih baik, perlu dilakukan modifikasi terhadap implan, antara lain berupa *pasivasi*, anodisasi, ion implantasi, dan *texturing*. *Pasivasi* adalah pemberian lapisan oksida untuk mencegah lepasnya ion metalik yang akan merusak permukaan implan. Perlakuan yang dilakukan adalah dengan merendam pada larutan asam nitrat 40%, atau melalui anodisasi dengan cara mengaliri listrik pada metalnya. *Surface texturing* adalah meningkatkan luas permukaan untuk mendapatkan oseointegrasi yang lebih baik melalui peningkatan daerah kontak tulang dengan implan. Metode ini dapat dilakukan melalui beberapa cara, antara lain plasma semprot, etsa asam, *blasting alumuniumoksida* atau material keramik yang lain.^[10]

Perkembangan implan gigi baik dalam bahan maupun desain tidak terlepas dari peran peneliti dan pabrik pembuat implan gigi. Mereka secara terus menerus melakukan penelitian baik melalui penelitian klinis eksperimental multi institusional, studi prospektif untuk meneliti kompatibilitas bahan, *stres shielding*, pembebanan tulang maupun faktor-faktor lain. Walaupun memiliki biokompatibilitas yang tinggi, *alloy* yang ada saat ini banyak yang memiliki modulus elastisitas yang tinggi tetapi tidak sesuai dengan modulus elastisitas tulang. Oleh karena itu, penelitian dilakukan untuk memperoleh bahan yang memiliki biokompatibilitas tinggi dan memiliki modulus elastisitas yang sama dengan modulus elastisitas tulang. Dengan modulus elastisitas yang sama, akan dihasilkan distribusi tekanan secara fisiologis sama.^[2]

Pada masa datang perkembangan implan gigi akan bersandar pada Kedokteran Gigi Restoratif. Setelah implan dipasang, biasanya seorang dokter gigi spesialis prostodontik yang akan memasang protesanya. Kepuasan pasien terhadap fungsi dan estetik implan yang mendukung protesa akan menentukan keberhasilan maupun kegagalan perawatan implan tersebut. Dengan demikian,

keberhasilan klinis akan menjadi tolok ukur bagi keberhasilan perawatan implan yang baik akan menggantikan peran gigi tiruan lepas maupun cekat dalam mengatasi masalah kehilangan gigi.^[2]

2.2 Penelitian pada Hewan Coba

Berbagai masalah biologis tidak dapat dipecahkan dengan melakukan penelitian pada manusia, oleh karena itu diperlukan model hewan coba yang digunakan dalam studi dengan melakukan berbagai manipulasi. Seperti contohnya pada penelitian karies gigi, biasanya digunakan hewan tikus untuk memanipulasi proses karies dengan melakukan pengaturan diet. Hal ini tentu saja tidak mungkin dilakukan pada manusia karena akan menyangkut masalah etik.^[11]

Pemilihan hewan untuk menguji proses regenerasi tulang tergantung pada berbagai faktor. Primata merupakan hewan yang memberikan hasil terbaik untuk penelitian kedokteran gigi, namun sulit dalam penanganannya dan harganya relatif mahal. Pada penggunaan hewan anjing akan mengalami kesulitan apabila akan melakukan ekstrapolasi kepada manusia.^[11]

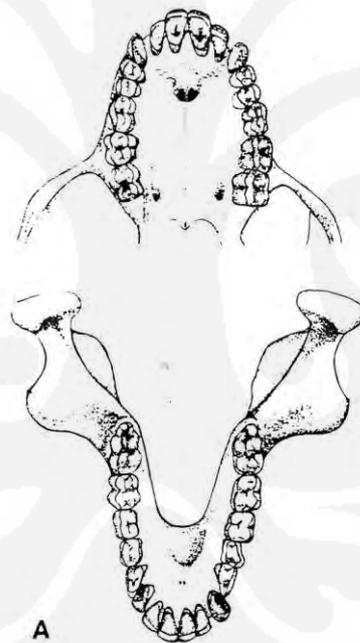
2.2.1 Morfologi Gigi Primata dan Fungsinya

Telah banyak penelitian yang dilakukan mengenai morfologi gigi dan odontogeni pada primata seperti yang telah ditulis oleh Remane (1960), Gregory (1922), James (1960), Martin (1960) Swindler (1976), Dahlberg (1971) dan masih banyak yang lainnya. Sudah banyak pula peneliti yang menghubungkan morfologi gigi dengan diet, namun informasi mendalam mengenai diet primata secara khusus masih belum banyak.^[12] Ada hubungan antara bentuk *scoop*, *chisel edge* pada *insisivus* dengan diet makanan yang lunak, dan hubungan antara *crestal molar* dengan *slicing* makanan yang keras. Atau bentuk *cuspid* molar yang *flat* dengan *crunching* makanan lunak. Hal ini sangat sulit untuk diterapkan pada primata.^[12]

Beberapa penelitian menyatakan adanya hubungan antara ukuran badan dengan diet. Beberapa hewan termasuk primata yang memiliki diet khusus tanaman umumnya badannya lebih besar dibandingkan dengan hewan yang makan protein. Makanan yang berbeda memberi energi yang berbeda pula. Kay telah mengubah pendapat lama mengenai hubungan antara diet primata, berat badan, dan morfologi gigi. Dijelaskan dalam makalahnya bahwa primata yang

lebih besar makan makanan dengan kualitas rendah, dan kurang memiliki kemampuan mencerna makanan dibandingkan dengan spesies primata yang lebih kecil.

Seperti halnya dengan gigi mamalia yang lain, primata memiliki dua set gigi, yaitu gigi-geligi maksila dan gigi-geligi mandibula seperti yang terlihat pada gambar 20. Setiap gigi terbagi atas dua bagian fungsional yaitu mahkota dan akar. Akar gigi tertanam dalam tulang baik maksila maupun mandibula, *socket* tempat akar tertanam disebut alveolus. Mahkota gigi dilapisi oleh email, di bawah email terdapat lapisan dentin, dan di dalam dentin terdapat kanal yang berisi pembuluh darah serta syaraf dan di sebut dengan pulpa. Batas antara mahkota dan akar disebut leher gigi.^[13]



Gambar 2.2 Gigi-geligi Rahang Atas dan Bawah Primata.

Gigi-geligi primata terdiri dari 4 tipe, yaitu insisivus, kaninus, premolar dan molar. Gigi insisivus berjumlah tiga buah pada beberapa mamalia, namun sebagian besar primata memiliki 2 gigi insisivus, sedangkan gigi kaninus masing masing sisi satu, dan premolar dua atau tiga buah. Di belakang gigi premolar terdapat gigi molar, beberapa primata memiliki 2 dan sebagian lainnya 3 gigi molar dengan kontak oklusal yang kompleks.^[13] Bagian gigi yang menghadap

pipi disebut sisi bukal, sedangkan bagian yang menghadap *medial line* disebut mesial sedangkan sisi lainnya disebut distal. Bentuk gigi-geligi primata bervariasi tergantung pada perannya dalam mastikasi. Terdapat hubungan fungsional dan morfologi antara gigi-geligi rahang atas dan bawah.^[13]

Fungsi gigi insisivus pada primata adalah untuk mempersiapkan makanan sebelum dilakukan mastikasi. Menurut Hylander (1975) terdapat hubungan antara ukuran insisivus dengan diet. Primata besar yang makan makanan yang relatif lebih besar misalnya buah, memiliki gigi insisivus yang lebih besar bila dibandingkan dengan primata yang makan makanan yang lebih kecil misalnya rumput, daun dll.^{[12],[13]}

Pada gigi kaninus kaitan antara fungsi, bentuk, dan variasi masih belum dipahami dibandingkan dengan premolar, insisivus, dan molar. Beberapa primata menggunakan kaninusnya untuk *slicing* makanan. Bagian anterior dari gigi premolar rahang bawah pada beberapa primata memiliki fungsi lain untuk mempertajam lingir distal gigi kaninus atas. *Baboon* dan *M. fascicularis*, merupakan jenis primata yang paling tinggi perkembangan fungsinya.^{[11],[12]}

Gigi molar memiliki bentuk yang lebih kompleks dibandingkan dengan gigi-geligi yang lainnya. Dilihat dari hubungan antara bentuk permukaan oklusal dan pengunyahan, gigi molar merupakan gigi yang paling kompleks fungsinya. Peran yang paling utama dari gigi molar adalah untuk mempersiapkan dan mengunyah makanan demi keperluan pencernaan.^[13]

Fungsi menggigit dan mengunyah secara umum adalah sangat kompleks, tidak hanya bervariasi dalam bentuk dan ukuran gigi yang terlibat namun juga obyek yang digigit dan dikunyah. Bentuk dari artikulare temporomandibula, serta insersio dan kekuatan otot-otot mastikasi, bentuk mandibula, serta bentuk tulang keseluruhan terutama regio maksila dan temporal, semuanya dipengaruhi oleh proses menggigit dan mengunyah.^[13]

Posisi dan bentuk sendi *temporomandibula joint* (TMJ) berbeda pada setiap primata. Pada bagian lateral dari sendi, dinding tulang *zygomatic* memanjang ke arah bawah sehingga fosa glenoid berbentuk seperti mangkok yang dalam. Seperti halnya pada anthropoid, bentuk TMJ cenderung lebih datar dan

luas pada arah anterior dan lateral, namun gerakan ke belakang dibatasi oleh *processus glenoideus*.^[13]

2.2.2 *M. fascicularis*

M. fascicularis merupakan hewan coba yang paling populer digunakan secara luas dalam primatologi kedokteran. Genus *M. fascicularis* terdistribusi luas baik secara geografis, tersebar dari Gibraltar dan Maroko melalui Jepang dan Cina ke Vietnam, Indonesia, Mikronesia dan Philipina. Secara morfologi satwa primata lebih mendekati manusia, kedekatan hubungan ini ditunjukkan melalui taksonominya. Satwa primata ini termasuk dalam *infraorder Catarrhini* dari *suborder Anthropoidea*.^{[12],[14]}



Gambar.2.3 *M. fascicularis*

M. fascicularis merupakan primata yang berukuran sedang. Ada beberapa spesies dalam *Macaca* yaitu *M. fascicularis*, *M. nemestrina*, *M. sylvanus*, *M. arctoides*, *M. tonkeana*, *M. radiate*, *M. assamensis*, serta *M. fuscata*.^{[12],[14]} *M. Fascicularis* paling banyak ditemukan di Sumatra, Kalimantan, Jawa dan merupakan salah satu jenis monyet yang berekor panjang. Ciri-ciri dari hewan ini adalah memiliki berat badan berkisar antara 3–7kg, memiliki rambut abu-abu cenderung pirang atau merah ke arah pirang. Bentuk hidungnya leper serta mempunyai lubang sempit dan rapat. Panjang badan tidak termasuk kepala antara 40–47cm, sementara panjang ekornya adalah di antara 50–60cm.^[12] Karakteristik hematologi dan biokimiawi manusia dan *M. fascicularis* menunjukkan tingkat kemiripan yang tinggi. Demikian pula dalam produksi sitokin, serta mekanisme pembentukan gigi dapat dikatakan sangat mirip dengan manusia.

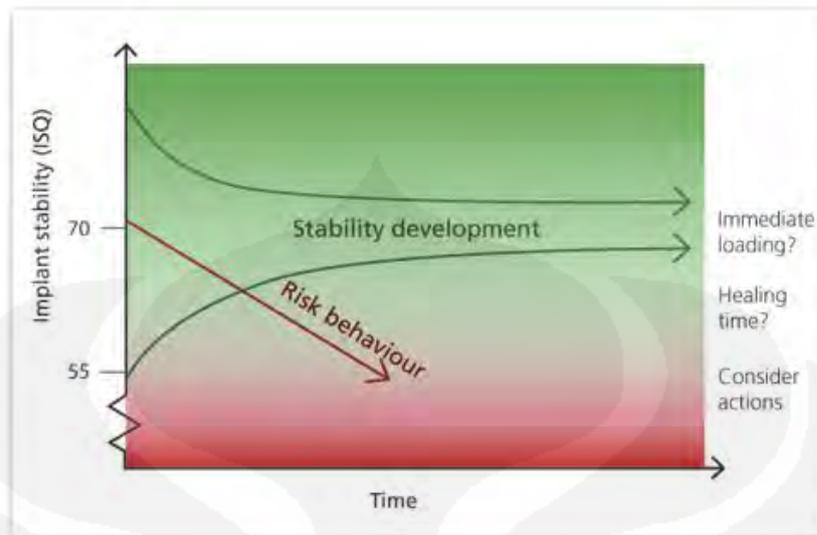
2.3 Osstell Mentor

Osstell adalah alat pengujian kekuatan implan gigi yang dikembangkan oleh perusahaan Osstell AB yang didirikan pada awal 1999, yang ditemukan oleh dua profesor berkebangsaan Inggris yaitu Prof Neil Meredith, Leeds dan Prof Peter Cawley, London. Penemuan yang dibuat di awal tahun 90-an ini adalah berupa sebuah transduser membaca getaran kecil dan frekuensi resonansi analisis untuk menentukan status klinik implan gigi.^[15] Untuk saat ini kedokteran gigi seluruh dunia menggunakan produk ini, yang memiliki spesifikasi sebagai berikut:

Table 2.1 Spesifikasi^[16]

Catu daya, berat dan Ukuran	
Catu daya	5VA
Ukuran perangkat	150 x 70 x 35 mm
Ukuran box	230 x 200 x 60 mm
Berat perangkat	0.2kg
Environmental conditions during transport	
Suhu	-40°C sampai +70°C
Kelembapan	10% sampai 95%
Tekanan	500hpa sampai 1060hpa
Environmental conditions during use	
Suhu	
Kelembapan	30% sampai 75%
Tekanan	700hpa sampai 1060hpa

Implan Stabilitas Quotient (ISQ) adalah standar dunia yang sudah objektif untuk mengukur stabilitas implan. Kisaran klinis ISQ yang biasanya terukur saat implan terpasang sebesar 55-80. Nilai rata-rata keseluruhan dari semua implan dari waktu ke waktu adalah sekitar 70 ISQ. Jika nilai ISQ awal tinggi, dan pada hari berikutnya turun nilai ISQ nya semakin kecil maka Penurunan besar dalam stabilitas atau penurunan harus diperhatikan sebagai tanda peringatan, namun biasanya terjadi infeksi atau abses dan setelah masa penyembuhan nilai stabilitas akan lebih tinggi. Sebaliknya jika tidak maka implan gigi gagal dan tindakan berikutnya harus dipertimbangkan. Grafik kestabilan kekuatan implan gigi seperti ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Kekuatan implan ^[15]

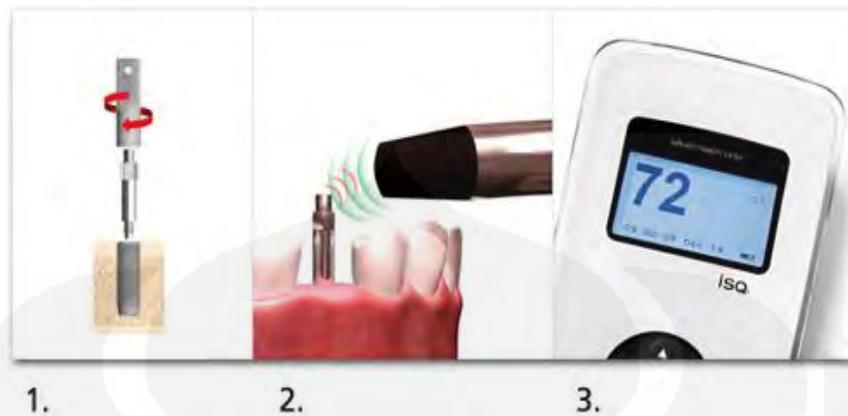
Kedudukan baik pada implan gigi bila grafik menunjukkan nilai kestabilannya sekitar besar ISQ 70 seperti ditunjukkan pada garis berwarna hijau. Sedangkan bila grafik menunjukkan penurunan sangat spesifik semakin turun seperti di tunjukkan pada garis merah maka implan gigi tidak terpasang dengan baik dan perlu diperhatikan.



Gambar 2.5 Perangkat Osstell mentor ^[15]

2.3.1 Cara Kerja

Ada tiga cara yang harus di perhatikan dalam menggunakan perangkat osstell mentor yaitu tiang implan pengukuran, cara mengarahkan probe agar merangsang bagian megnetik dan tampilan ISQ yang mencerminkan tingkat kestabilan dengan rentang skala 1 sampai 100. Dapat di lihat pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 1. Tiang implant pengukuran, 2. Cara mengarahkan probe 3. Tampilan ISQ ^[17]

Cara kerja pengukuran implan sama dengan prinsip garpu tala yang mempunyai nilai resonansi saat benda di getarkan, Transduser di gunakan sebagai pembaca getaran tersebut. Ostell mentor menggunakan teknologi SmartPeg nirkabel yang memudahkan dalam penggunaan yaitu probe tidak disentuhkan ke implant gigi, karena menggunakan induksi magnetic dengan frekuensi yang rendah, yang membuat implan bergetar akibat magnetic yang diciptakan dengan frekuensi rendah dan magnet yang berada pada tiang implan berguna sebagai pembantu tarikan magnetic dari probe serta untuk mengirimkan getaran resonansi ke transduser pada probe. Berikut adalah gambar arah probe yang baik dilakukan dalam pengukuran.

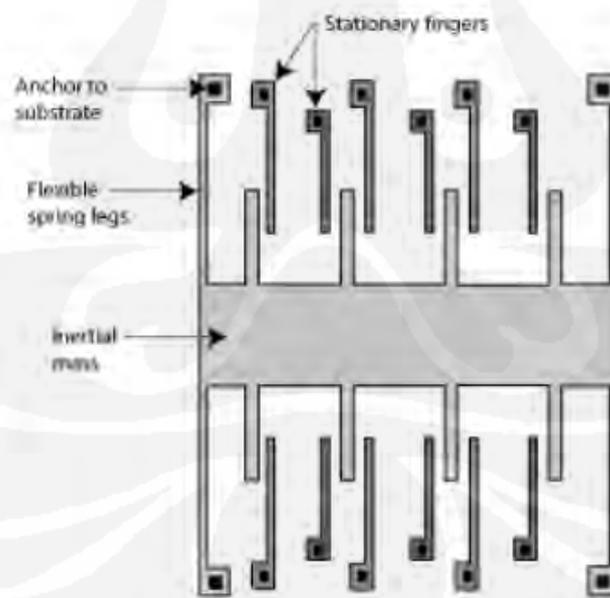


Gambar 2.7 Arah probe yang baik dalam pengukuran ^[17]

2.4 Accelerometer

Accelerometer adalah sebuah perangkat elektromekanis yang mengukur kekuatan percepatan. Ini mungkin kekuatan statis, seperti konstanta gaya gravitasi yang menarik di kaki kita, disebabkan oleh bergerak atau bergetar accelerometer.

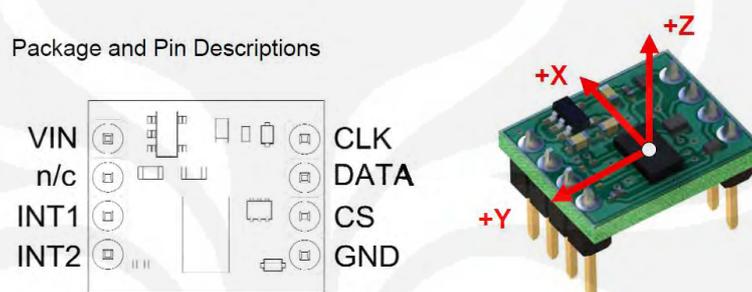
Ada banyak jenis accelerometers dikembangkan Sebagian besar didasarkan pada piezoelektrik kristal, namun terlalu besar dan kaku. Orang mencoba untuk mengembangkan sesuatu yang lebih kecil, yang dapat meningkatkan penerapan dan mulai mencari di bidang mikroelektronika. Lalu dikembangkan MEMS (sistem elektromekanik mikro) accelerometers. Accelerometer bermesin mikro pertama dirancang pada tahun 1979 di Stanford University, tapi mengambil alih 15 tahun sebelum perangkat tersebut diterima menjadi produk utama untuk volume besar aplikasi.^[18] Pada 1990-an accelerometers MEMS merevolusi airbagsystem-otomotif industri. Sejak saat itu telah mengaktifkan fitur unik dan aplikasi mulai dari perlindungan hard disk pada laptop untuk pengendali permainan. Baru-baru ini, teknologi sensor-inti yang sama telah tersedia di sepenuhnya terintegrasi, perangkat dengan fitur lengkap yang cocok untuk industri aplikasi.^[19] Accelerometers Micro mesin adalah teknologi yang sangat memungkinkan dengan besar komersial potensial. Dengan menggunakan daya yang rendah, kompak dan kuat penginderaan. Beberapa sensor sering dikombinasikan untuk menyediakan multi-axis sensing dan data yang lebih akurat.^[19]



Gambar 2.8 Sketsa kapasitive MEMS accelerometer^[18]

Sensor accelerometer yang digunakan dengan model Freescale Semiconductor MMA7455L 3-Axis dengan output accelerometer berupa digital dan berdaya rendah, mikro mekanik sensor yang mampu mengukur percepatan

sepanjang sumbu nya X, Y, dan Z. Sensor ini memiliki beberapa fitur terintegrasi yang nyaman termasuk pengubah analog ke digital (ADC), digital low-pass filter, dan dipilih sensitivitas kisaran $\pm 2g$, $\pm 4g$, atau $\pm 8g$. Perangkat ini dapat mudah dikonfigurasi untuk mendeteksi gerakan cepat pulsa sebagai single-tap, double-tap, dan 0g kondisi pada setiap atau semua sumbu dan menyediakan pin interrupt dikonfigurasi (INT1 dan INT2) untuk setiap kondisi yang dibutuhkan dalam pengembangan perangkat ini.

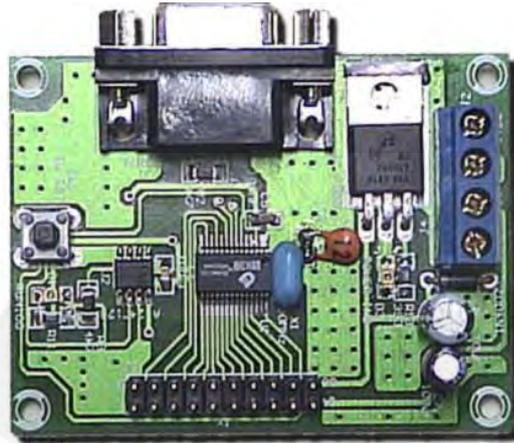


Gambar 2.9 Sensor accelerometer ^[20]

Perangkat ini lebih Fleksibilitas dan kompatibilitas dirancang ke sebuah sistem. Sebuah tegangan on-board regulator dan input/output tingkat-shifter tegangan membuat perangkat ini dapat mudah dihubungkan ke hampir mikrokontroler apapun. pengoperasikan lebih dari berbagai tegangan sumber dari 2,5 sampai 5,5 VDC dan berkomunikasi melalui Serial Peripheral Interface (SPI) atau Inter-Integrated Circuit (I2C) bus.

2.5 BASIC Stamp 2sx

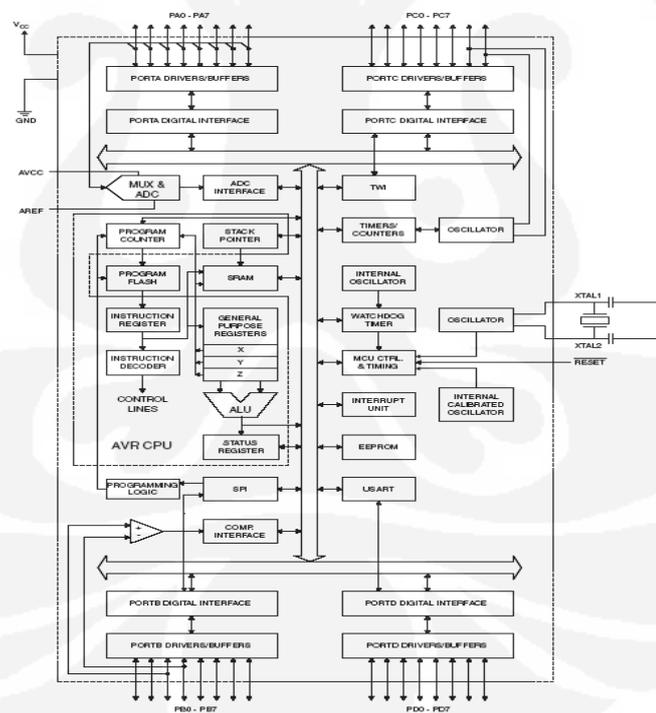
Mikrokontroler CMOS 8-bit daya-rendah berbasis arsitektur RISC yang ditingkatkan. Kebanyakan instruksi dikerjakan pada satu siklus clock, mikrokontroler mempunyai *throughput* mendekati 1 MIPS per MHz membuat desain sistem untuk mengoptimasi komsumsi daya versus kecepatan proses.



Gambar 2.10 BASIC Stamp 2sx [21]

2.5.1 Blok Diagram

Inti dari BASIC Stamp 2sx adalah dengan menyatukan beberapa instruksi dengan 32 register kerja serbaguna. Ke-32 register kerja serbaguna terhubung langsung dengan ALU, hal tersebut memungkinkan 2 buah register mandiri diakses dengan sebuah instruksi dalam satu siklus *clock*.



Gambar 2.11 Diagram Blok [21]

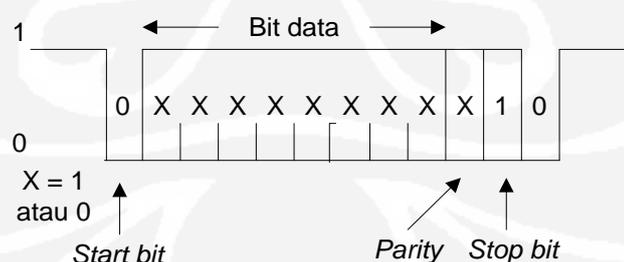
2.5.2 Spesifikasi

- EEPROM 8 x 2 Kbyte yang mampu menampung instruksi hingga 4.000 buah
- Memiliki kecepatan prosesor 50 MHz untuk eksekusi program hingga 10.000 instruksi per detik
- Memiliki 16 pin jalur input/output
- Tersedia jalur komunikasi serial UART RS-232 dengan konektor DB9
- Dilengkapi LED indikator pemrograman
- Tegangan input : 9 - 12 VDC dan tegangan output : 5 VDC

2.6 Komunikasi Serial

Pengiriman data digital dari suatu perangkat ke perangkat lain dapat dilakukan dengan berbagai cara. Salah satu bentuk pengiriman data adalah pengiriman secara serial. Pada pengiriman data secara serial data dikirim bit demi bit. Pengiriman data seri biasanya dilakukan untuk pengiriman data yang memiliki jarak cukup jauh.

Pengiriman data serial dapat dilakukan dengan dua cara yaitu pengiriman data seri tak sinkron dan pengiriman data seri sinkron. Pada pengiriman data seri tak sinkron setiap karakter dikirim sebagai satu kesatuan. Detak penerima dibangkitkan secara lokal di dalam penerima dan tetap dijaga agar sesuai dengan detak pengirim yang menggunakan bit awal (start bit) dan bit akhir (stop bit) yang dikirim dengan setiap karakter. Bentuk gelombang yang menggunakan penyesuaian awal dan akhir dapat dilihat pada Gambar 2.12



Gambar 2.12 Data seri tak sinkron

2.6.1 Perangkat Komunikasi Serial

Pengiriman data seri antara suatu perangkat ke perangkat lainnya haruslah memenuhi standar pengiriman data. Standar ini sangat diperlukan agar perangkat-perangkat tersebut dapat bekerja satu sama lainnya sehingga kompatibilitas dapat

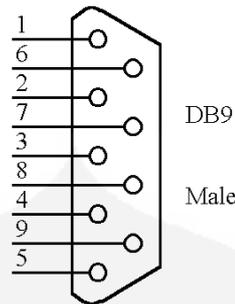
diperoleh. Standar pengiriman data yang diterbitkan oleh EIA (*Electronic Industry Association*) diantaranya standard EIA RS232, standard EIA RS422/485 dan standar EIA RS423. Tabel 2.2 memperlihatkan karakteristik dari standar-standar tersebut.

Tabel 2.2 Karakteristik Standar EIA

Spesifikasi	RS232	RS423	RS422	RS485
Mode of operation	Single-ended	Single-ended	Diferential	Diferential
Total Number driver and receiver	1 Driver 1 Receiver	1 Driver 10 Receiver	1 Driver 10 Receiver	32 Driver 32 Receiver
Maximum cable length	50FT	4000FT	4000FT	4000FT
Maximum Data Rate	20kb/s	100kb/s	10Mb/s-100kb/s	10Mb/s-100kb/s
Maximum Driver output voltage	+/-25V	+/-6V	-0.25V - +6V	-7V to 12V
Driver output signal	+/-5V to +/-15V	+/-3.6V	+/-2.0V	+/-1.5V
Driver output signal	+/-25V	+/-6V	+/-6V	+/-6V
Driver load Impedance	3k to 7k	>=450	100	54
Max. Driver Current in High Z state	N/A	N/A	N/A	+/-100uA
Max. Driver Current in High Z state	+/-6mA @ +/- 2V	+/-100uA	+/-100uA	+/-100uA
Slew rate	30V/Us	Adjustable	N/A	N/A
Receive input voltage range	+/-15V	+/-12V	-10V to +10V	-7V to +12V
Receive input sensitivity	+/-3V	+/-200mV	+/-200mV	+/-200Mv
Receive input resistance	3k to 7k	4k min.	4k min.	>=12k

2.6.2 Port Serial PC

Port Serial atau yang biasa disebut dengan COM merupakan port pada PC yang memungkinkan PC untuk berkomunikasi dengan perangkat luar secara seri. Pengalamatan dari port serial ini adalah 3F8h untuk COM1 dan 2F8h untuk COM2. Standar pengiriman data pada port serial komputer ini merujuk kepada standar EIA 232. Adapun karakteristik dari port serial ini dapat dilihat pada Tabel 2.3 dan Gambar 2.13



Gambar 2.13 Pin DB9

Tabel 2.3 Karakteristik port serial komputer

Pin pada DB9	Singkatan	Nama Lengkap
3	TD	Transmit data
2	RD	Receive data
7	RTS	Request to Send
8	CTS	Clear to send
6	DSR	Data Set Ready
5	SG	Signal Ground
1	DCD	Data Carrier Detect
4	DTR	Data Terminal Ready
9	RI	Ring Indikator

2.6.3 Komunikasi Serial pada Mikrokontroler

Mikrokontroler telah dilengkapi dengan perangkat komunikasi serial. Untuk mengaktifkan dan mengkonfigurasi perangkat komunikasi tersebut, pemogram harus mengakses register SCON dan bit SMOD (bit ke 7 pada register PCON).

Perangkat komunikasi serial pada Mikrokontroler dapat dioperasikan dalam 4 mode:

Keempat macam mode kerja tersebut adalah :

- **Mode 0** – bekerja sebagai sarana komunikasi data seri sinkron, data seri dikirim dan diterima melalui kaki **RxD**, sedangkan kaki **TxD** dipakai untuk menyalurkan clock yang diperlukan komunikasi data sinkron. Data ditransmisikan per 8 bit dengan kecepatan transmisi data (Baud rate) tetap, sebesar 1/12 frekuensi kerja.
- **Mode 1** – mode ini dan 2 mode berikutnya merupakan sarana komunikasi seri asinkron. Data seri dikirim melalui kaki **TxD**, dan diterima dari kaki **RxD**. Data ditransmisikan per 10 bit, terdiri atas 1 bit *Start* ('0'), 8 bit *data* dan 1 bit

stop ('1'). Kecepatan transmisi data (Baud Rate) ditentukan lewat Timer 1, bisa diatur untuk berbagai kecepatan.

- **Mode 2** - Data seri dikirim melalui kaki **TxD**, dan diterima dari kaki **RxD**. Data ditransmisikan per 11 bit, terdiri atas 1 bit *Start* (,0'), 8 bit *data*, 1 bit *data tambahan* (bit ke 9) dan 1 bit *stop* (,1'). Kecepatan transmisi data (Baud Rate) hanya bisa dipilih 1/32 atau 1/64 frekuensi kerja dari.
- **Mode 3** - Data seri dikirim melalui kaki **TxD**, dan diterima dari kaki **RxD**. Data ditransmisikan per 11 bit, terdiri atas 1 bit *Start* ('0'), 8 bit *data*, 1 bit *data tambahan* (bit ke 9) dan 1 bit *stop* ('1'). Sesungguhnya Mode 2 dan 3 sama persis, perbedaannya adalah kecepatan transmisi data (Baud Rate) mode 3 ditentukan lewat Timer 1, bisa diatur untuk berbagai kecepatan, persis sama dengan mode 1.

2.6.4 Kecepatan Transmisi

Kecepatan transmisi (Baud Rate) merupakan suatu hal yang amat penting dalam komunikasi data seri asinkron, mengingat dalam komunikasi data seri asinkron clock tidak ikut dikirimkan, sehingga harus diusahakan bahwa kecepatan transmisi mengikuti standard yang sudah ada.

Pada PC kecepatan tranmisi pengiriman data ini dapat dilakukan dengan mengatur kecepatan transmisi ini dapat diatur sesuai dengan kebutuhan. Pengaturan kecepatan transmisi ini dapat dilakukan secara *software*.

BAB 3

PERANCANGAN DAN REALISASI

Pada bab ini akan dibahas mengenai tujuan dari perancangan yang dilakukan. Setelah itu akan dibahas mengenai spesifikasi dari perangkat keras dan perangkat lunak yang dibuat serta langkah-langkah dari perancangan yang akan dilakukan.

3.1 Tujuan Perancangan

Perancangan merupakan suatu tahapan yang harus dilakukan dalam pengerjaan skripsi ini. Pelaksanaan perancangan ini bertujuan agar spesifikasi sistem yang dihasilkan sesuai dengan yang diinginkan.

Dalam perancangan ada beberapa langkah yang perlu dilakukan yaitu:

1. Menentukan spesifikasi sistem.
2. Menentukan diagram blok sistem
3. Menentukan komponen
4. Perancangan sistem
5. Realisasi system

3.1.1 Spesifikasi Sistem

Spesifikasi awal yang ingin dicapai dalam pembuatan skripsi ini adalah sebagai berikut :

Adapun spesifikasi yang diinginkan adalah :

- Spesifikasi umum
Low Resonance Frequency Analyzer (LRFA) yang akan rancang harus dapat mendekteksi kekuatan implan yang di pasang dengan cara membaca getaran resonansinya.
- Spesifikasi teknis
 - Sensor accelometer digunakan untuk membaca getaran resonansi yang ditimbulkan oleh implant yang diketuk satu kali. Keluaran sensor accelometer berupa sumbu x,y dan z.

- Software Rfi interm rev2.4.19 digunakan untuk membaca perubahan getaran resonansi dala bentuk data serial.

3.1.2 Perancangan Diagram Blok Sistem

Setelah spesifikasi sistem ditentukan, tahap berikutnya adalah merancang diagram blok sistem. Blok diagram ini merupakan gambaran umum mengenai prinsip kerja sistem yang akan direalisasikan.

Pada skripsi ini blok diagram sistem secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 3.1



Gambar 3.1 Diagram blok Alat

Keterangan:

- a. Sensor Getaran
Sensor getaran digunakan untuk membaca getaran resonansi yang timbul akibat ketukan pada implan.
- b. Mikrokontroler
BASIC Stamp 2sx adalah sejenis mikrokontroler yang digunakan sebagai perangkat pengolah data dari sensor getaran.
- c. PC
Untuk membaca dan menganalisa data digunakan sebuah perangkat komputer (PC). Dengan menggunakan software Rfi interm rev2.4.19 data di baca dengan komunikasi serial.

3.2 Cara Kerja Alat

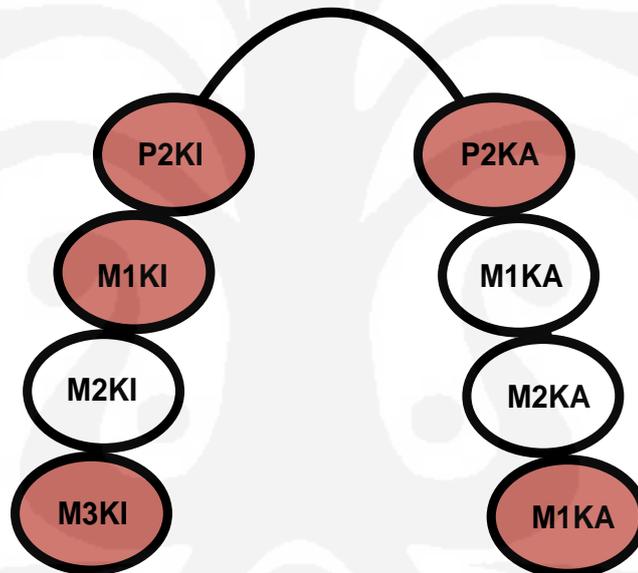
MMA7455L Freescale adalah Mekanik Elektro Micro System (MEMS) yang dibentuk oleh masking dan etsa bahan semikonduktor. MEMS ini dapat divisualisasikan sebagai massa sangat kecil terdapat di tengah perangkat seperti mata air kecil. Bila sensor accelerometer menerima getaran, maka massa akan mengalir sepanjang sumbu yaitu sumbu X, Y, dan Z di dalam perangkat. Built-in sirkuit terus menerus mengukur jumlah defleksi sepanjang masing-masing sumbu

dan menerjemahkannya menjadi data accelerometer. Data accelerometer tidak dapat langsung di baca, karena data accelerometer hanya berupa besaran elektrik yang menggambarkan di setiap-setiap sumbu. Data accelerometer bila terjadi perubahan getaran akan di baca mikrokontroler sebagai perubahan axis yang akan di tampilkan pada perangkat computer, data serial yang terbaca computer lalu di simpan dalam bentuk format notepad. Sebagai progam analisa menggunakan Microsoft Excel 2007, data yang proses menggunakan pendekatan persamaan Fourier Analysis.

BAB 4

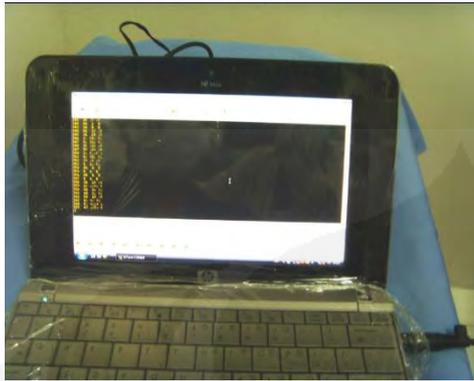
PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pengujian diagnostik terhadap alat LRFA untuk menentukan kestabilan alat tersebut sebagai alat ukur oseointegrasi secara klinis terhadap implan. Dalam satu kali tahap pengujian dilakukan pengukuran resonansi getaran pada lima implan yang terpasang yaitu pada M1 kiri (M1KI), M3 kiri (M3KI), M3 kanan (M3KA), P2 kiri (P2KI) dan P2 kanan (P2KA). Denah implan yang terpasang seperti yang ditunjukkan Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Denah Implan yang terpasang

Pengujian ini dilakukan di Laboratorium Pusat Studi Satwa Primata (PSSP) IPB Bogor. Tempat tersebut merupakan tempat yang biasa digunakan untuk penelitian pada hewan primata. Pada tanggal 9 Oktober 2010 dilakukan pemasangan pertama implan dan dilakukan pengujian klinis implan. Pengujian klinis implan dilakukan kembali pada hari ke-7, hari ke-14, hari ke-30, dan hari ke-90 setelah pemasangan implan.



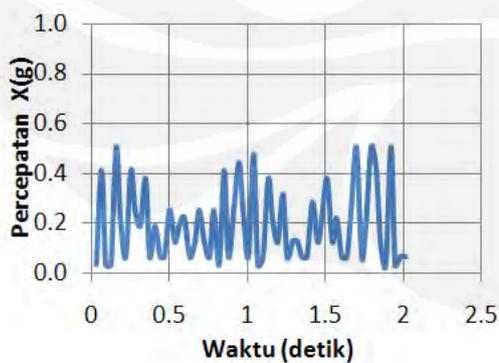
(a)



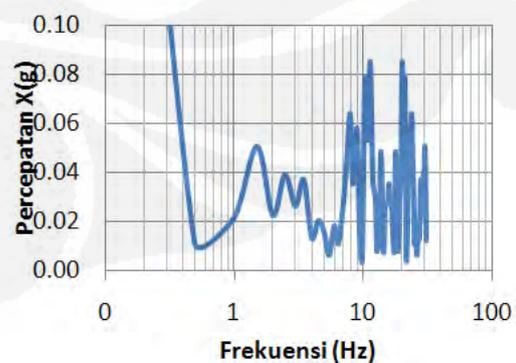
(b)

Gambar 4.2 (a) Tampilan hasil pengukuran (b) Pengujian dengan alat LRFA

Dalam melakukan pengujian dilakukan satu kali pengetukan pada implan dan diambil beberapa kali pengambilan data klinis implan pada setiap implan. Proses pengujian dan analisa diawali dengan pengambilan data serial menggunakan software Rfi interm rev2.4.19, data yang terbaca hanya berupa perubahan nilai pada setiap axis, seperti yang di tunjukan pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5. Data lalu dianalisa menggunakan software Microsoft Excel untuk mengubah data dalam bentuk axis ke domain waktu. Pada domain waktu telah terlihat bentuk getaran resonansi yang terjadi akibat implan di lakukan pengetukan terlihat pada Gambar 4.3.a, namun pada domain ini tidak dapat melakukan analisa lebih lanjut dikarenakan terlalu banyak noise getaran yang timbul akibat pengujian. Untuk melakukan memisahkan getaran resonansi dengan noise dilakukan proses analisa menggunakan persamaan *Fourier Analysis* yaitu mengubah data dalam domain waktu ke domain frekuensi seperti yang ditunjukkan Gambar 4.3.b.



a.



b.

Gambar 4.3 a. Domain waktu (detik) b. Domain frekuensi (Hz)

4.1 Tujuan

Tujuan dari pengujian skripsi ini adalah untuk mengetahui diagnostik, kesesuaian stabilitas setiap hasil pengukuran alat *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) antara perancangan dengan hal implementasinya dan untuk mengetahui perbandingan alat LRFA yang bernama *Osstell Mentor* serta untuk mengetahui penyebab-penyebab ketidaksempurnaan alat serta menganalisa untuk perbaikan selanjutnya. Dalam pengujian ini yang perlu diperhatikan adalah besar nilai klinis implannya yang terbaca dengan alat yang dirancang.

4.2 Metodologi Pengujian dan Pengolahan Data

- Pengujian dan Pengolahan Data
- Pengujian proses komunikasi serial antara mikrokontroler dengan PC menggunakan software Rfi interm rev2.4.19
- Pengujian klinis implan dengan 1 kali pengetukan dan proses pengujian pada hewan percobaan
- Pengujian dilakukan pada hari pemasangan implan atau hari ke-1 serta hari ke-7, hari ke-14, hari ke-30 dan hari ke-90.
- Pengolahan data percepatan axis kedalam domain waktu (detik).
- Pengolahan data dalam domain waktu ke domain frekuensi (Hz) dengan menggunakan persamaan *Fourier Analysis*.
- Pengolahan data kekuatan klinis setiap implan agar di dapat frekuensi getaran resonansi implan menggunakan persamaan garis power.
- Pengujian menggunakan alat *Osstell Mentor* dan alat yang dirancang pada rahang peraga.
- Pengolahan data hasil pengujian yang di lakukan pada rahang peraga dengan *Osstell Mentor* dan alat LRFA yang dirancang untuk dilakukan perbandingan.

2. Pengujian Alat Keseluruhan

Pengujian dan analisa alat secara keseluruhan, yaitu pengujian alat *Low Resonance Frequency Analyzer* (LRFA) dapat bekerja dengan

baik, mendapat besaran nilai klinis implan yang dipasang dan membandingkannya hasil pengukuran dengan alat osstel mentor.

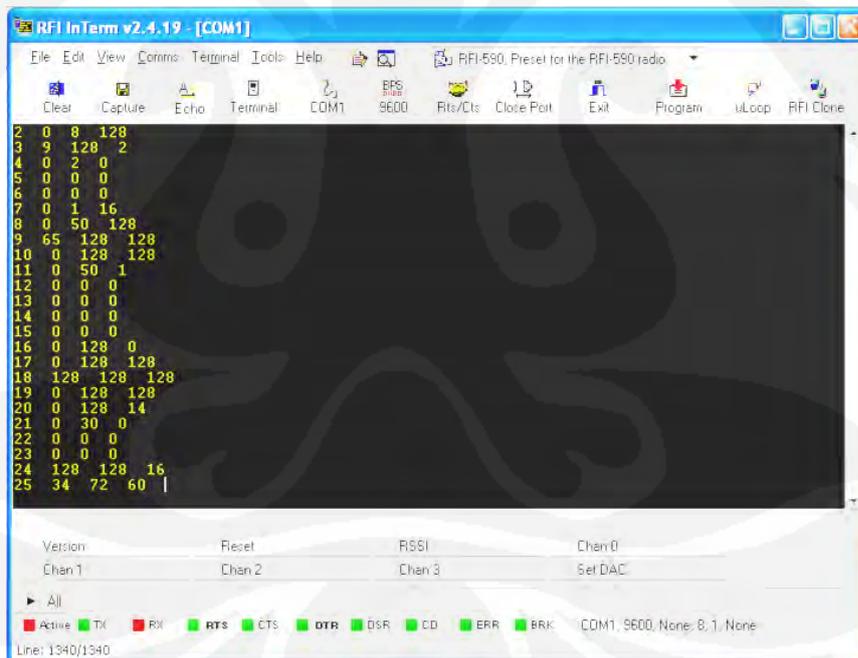
4.3 Pengujian dan Pengolahan data

4.3.1 Komunikasi Serial Antara Mikrokontroler Dengan PC

Pengujian dilakukan dengan menghubungkan mikrokontroler ke PC melalui port USB kemudian pada PC buka software Rfi interm rev2.4.19. Mikrokontroler akan mengirimkan data serial ke PC untuk melihat perubahan besaran percepatan setiap axis X, Y dan Z yang akan berubah saat sensor accelometer di gerakan.

Berikut ini merupakan langkah-langkah pengujian dengan sensor accelometer:

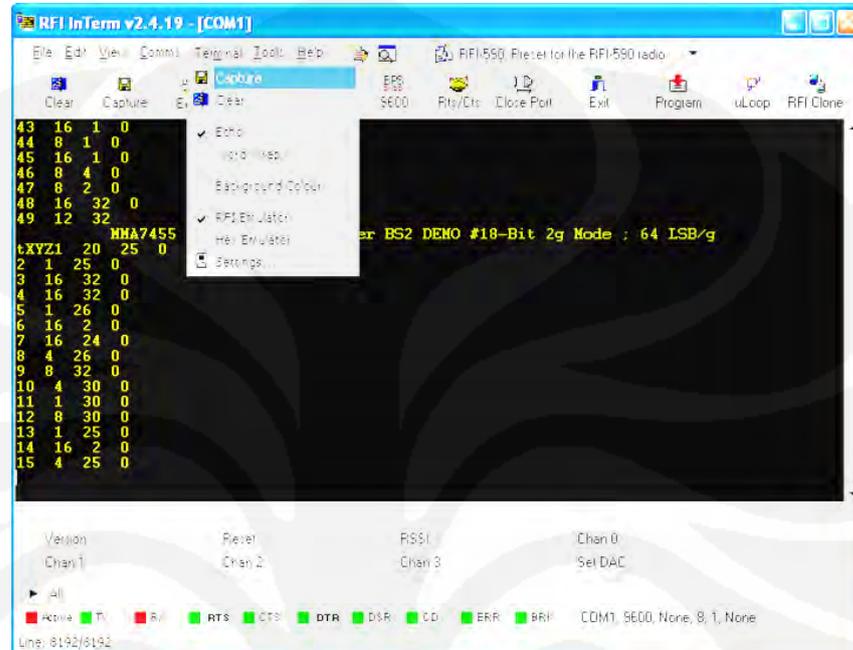
Komunikasi serial USB yang digunakan pada alat ini untuk mengirimkan data ke PC. Pada saat buka software Rfi interm rev2.4.19 dan akan muncul tampilan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Tampilan data serial

Jika pada saat sensor accelometer digerakan menimbulkan perubahan nilai axis dapat di analisa bahwa alat ini sudah berfungsi dengan baik, sudah merespon setiap getaran. Untuk melakukan pengujian berikutnya dilakukan penyimpanan data kedalam sebuah notepad dengan cara pilih terminal lalu pilih

capture, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5. Semua data klinis implan diolah dan di analisis menggunakan software Microsoft Excel pada pembahasan berikutnya, proses analisa yang dilakukan menggunakan beberapa pendekatan salah satunya dengan persamaan *Fourier Analysis*.



Gambar 4.5 Tampilan cara penyimpanan data

4.3.2 Pengolahan Data Dalam Domain Waktu

Data yang di simpan dalam bentuk notepad merupakan nilai perubahan percepatan axis pada sumbu X, Y, dan Z. Hasil pengujian dapat diperhatikan pada data Gambar 4.6 dari ketiga sumbu yang mengalami perubahan percepatan axis yang paling dominan terlihat pada sumbu axis X, dengan begitu pengolahan data hanya pada sumbu axis tersebut. Data percepatan axis yang terbaca saat penyimpanan data serial masih dalam satuan bit yaitu +128 bit arah keatas dan -128 bit arah kebawah, sedangkan satuan percepatan axis adalah g (gravitasi) sebesar +2 g arah keatas dan -2 g arah kebawah dengan ini maka harus di konversikan satuan bit ke satuan g (gravitasi) dengan cara seperti persamaan dibawah ini:

$$g/bit = \frac{\Delta g}{\Delta bit} \quad 4.1$$

Dari persaman 4.1 didapat Δg sebesar 4 g dan Δbit sebesar 256 bit yang hasilnya menjadi ≈ 0.01575 , dan dapat dikatakan bahwa 1 bit data dikonversikan sama dengan 0.01575 g. Pada Gambar 4.6 terlihat konversi nilai percepatan yang

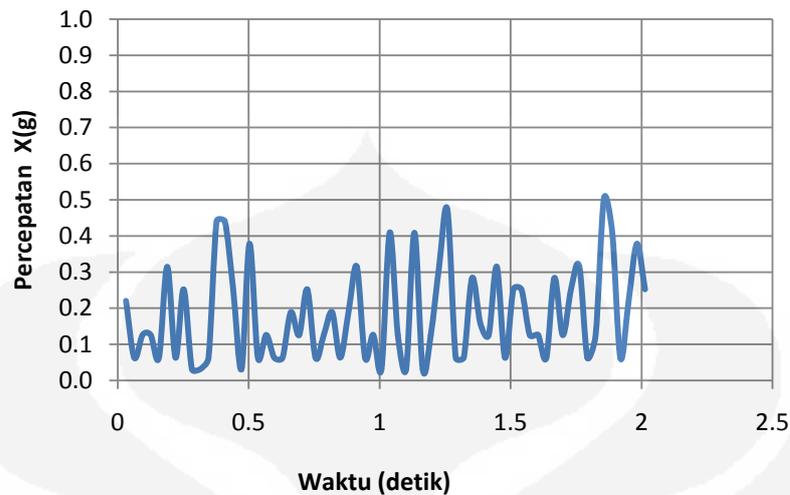
di proses menggunakan program *Microsoft Excel*, sedangkan untuk konversi data pengujian yang lengkap telah terlampir pada Lampiran 1. Sedangkan Waktu yang dibutuhkan untuk setiap 1 data adalah ≈ 0.03 yang didapat dari melakukan pengujian selama jangka waktu pengujian 120 detik dan data yang dihasilkan sebanyak 3814 data. Dengan persamaan 4.2 dibawah ini:

$$time = \frac{\text{waktu pengujian}}{\text{banyak data pengujian}} \quad 4.2$$

Data perubahan percepatan dalam satuan g (gravitasi) sudah dapat di buat grafiknya dalam domain waktu seperti yang di tunjukan pada Gambar 4.7, grafik ini merupakan penggambaran getaran yang terjadi pada implan saat dilakukan pengujian, grafik domain waktu untuk setiap pengujian terlampir pada Lampiran 2.

No.	detik	percepatan (8 bit)			percepatan (g)	percepatan (g) axis				
1	371	0.03	14	0	2	14.14	0.22	0.22	0.00	0.03
2	372	0.06	4	0	0	4.00	0.06	0.06	0.00	0.00
3	373	0.09	8	0	0	8.00	0.13	0.13	0.00	0.00
4	374	0.13	8	0	2	8.25	0.13	0.13	0.00	0.03
5	375	0.16	4	0	0	4.00	0.06	0.06	0.00	0.00
6	376	0.19	20	0	0	20.00	0.31	0.31	0.00	0.00
7	377	0.22	4	0	0	4.00	0.06	0.06	0.00	0.00
8	378	0.25	16	0	2	16.12	0.25	0.25	0.00	0.03
9	379	0.28	2	0	0	2.00	0.03	0.03	0.00	0.00
10	380	0.31	2	0	0	2.00	0.03	0.03	0.00	0.00
11	381	0.35	4	0	2	4.47	0.07	0.06	0.00	0.03
12	382	0.38	28	0	0	28.00	0.44	0.44	0.00	0.00
13	383	0.41	28	0	0	28.00	0.44	0.44	0.00	0.00
14	384	0.44	16	0	0	16.00	0.25	0.25	0.00	0.00
15	385	0.47	4	0	0	4.47	0.07	0.03	0.00	0.06
16	386	0.50	4	0	0	4.47	0.07	0.38	0.00	0.00
17	421	1.67	4	0	1	4.47	0.07	0.06	0.00	0.03
18	422	1.70	18	0	0	18.00	0.28	0.28	0.00	0.00
19	423	1.73	8	0	0	8.00	0.13	0.13	0.00	0.00
20	424	1.73	16	0	0	16.00	0.25	0.25	0.00	0.00
21	425	1.76	20	0	0	20.00	0.31	0.31	0.00	0.00
22	426	1.76	20	0	0	20.00	0.31	0.31	0.00	0.00
23	427	1.79	4	0	0	4.00	0.06	0.06	0.00	0.00
24	428	1.82	8	0	2	8.25	0.13	0.13	0.00	0.03
25	429	1.86	32	0	0	32.00	0.50	0.50	0.00	0.00
26	430	1.89	26	0	0	26.00	0.41	0.41	0.00	0.00
27	431	1.92	4	0	0	4.00	0.06	0.06	0.00	0.00
28	432	1.95	14	0	0	14.00	0.22	0.22	0.00	0.00
29	433	1.98	24	0	0	24.00	0.38	0.38	0.00	0.00
30	434	2.01	16	0	0	16.00	0.25	0.25	0.00	0.00

Gambar 4.6 Tampilan konversi percepatan bit ke g (gravitasi)



Gambar 4.7 Grafik percepatan X (g) dalam domain waktu

4.3.3 Pengolahan Data Dalam Domain Frekuensi

Untuk getaran resonansi belum terlihat pada domain waktu karena dalam setiap waktu memiliki frekuensi yang berbeda-beda maka dengan ini pengolahan data dilanjutkan kembali pada domain frekuensi yang bermaksud untuk mengelompokkan frekuensi-frekuensi yang sama. Mengubah dari domain waktu ke domain frekuensi menggunakan persamaan *Fourier Analysis*.

Sebelum melakukan pengolahan data diketahui bahwa untuk melakukan dengan persamaan *Fourier Analysis*, data yang di olah harus merupakan kelipatan 2^X seperti 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 dan seterusnya. Data yang diperoleh dalam satu kali pengujian didapatkan ± 94 data, maka kelipatan yang mendekati adalah 2^6 atau sebesar 64 data yang digunakan. Parameter-parameter yang digunakan pada pengolahan data *Fourier Analysis* adalah banyaknya data (D), waktu pengujian (Delta -t) dan frekuensi sampling. Menentukan parameter-parameter pada pengujian ini terlihat pada persamaan dibawah ini:

$$D = 64$$

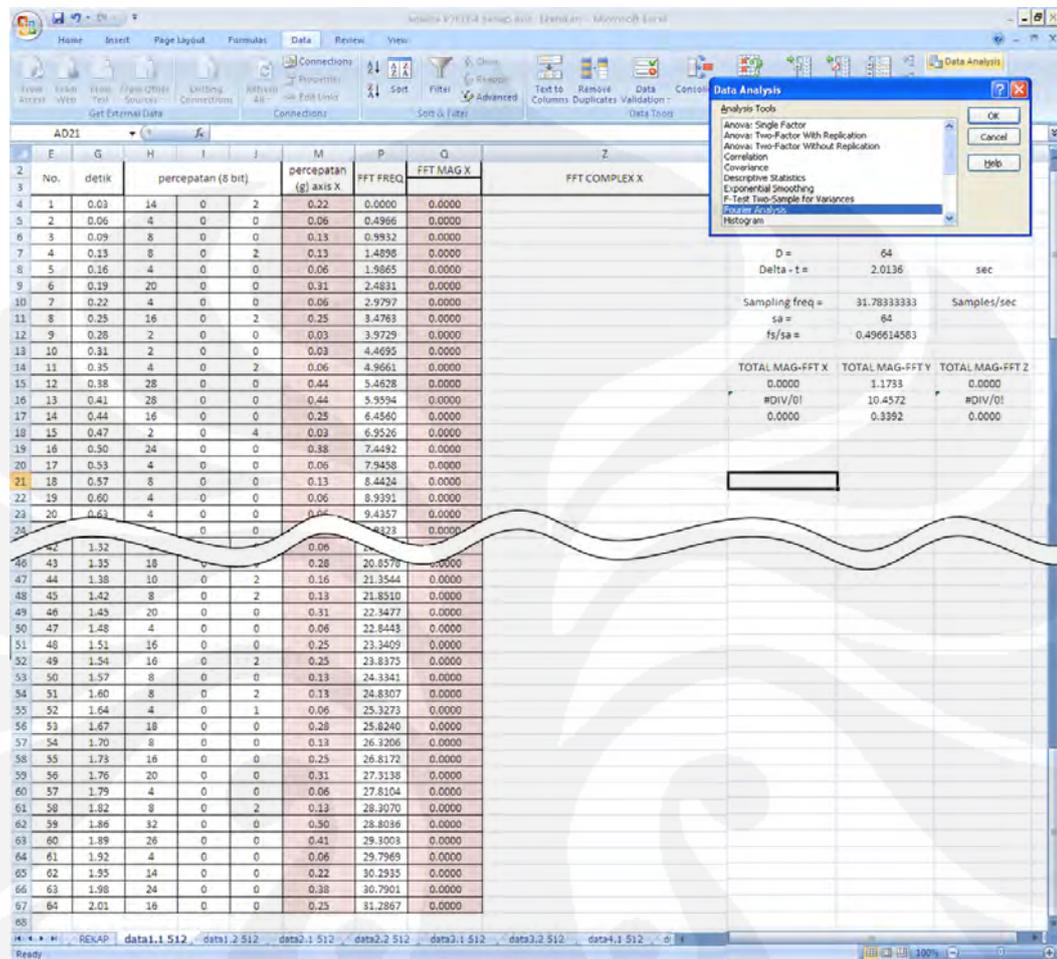
$$\text{Delta} - t = 2.0136 \text{ detik}$$

$$\text{Sampling Freq} = \frac{D}{\text{Delta}-t} = \frac{64}{2.0136} = 31.7833333 \text{ sampel}/\text{sec} \quad 4.3$$

Maka

$$\frac{fs}{sa} = \frac{31.7833333}{64} = 0.496614583 \text{ Hz} \quad 4.4$$

Pada program *Microsoft Excel* menggunakan fasilitas pengolahan data *Fourier Analisis* di jelaskan pada gambar di bawah ini:



Gambar 4.8 Tampilan konversi dalam domain frekuensi

Untuk menjalankan perhitungan persamaan *Fourier Analisis* di *Microsoft Excel*, maka pilih ke taskbar Data >> pilih Data Analysis >> Keluar box tampilan data analysis >> pilih *Fourier Analisis*, Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.8. Setelah memilih *Fourier Analisis* pada box tampilan data analysis akan muncul kembali box tampilan *Fourier Analisis* yang terdapat pilihan masukan input range dan output range, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.9.

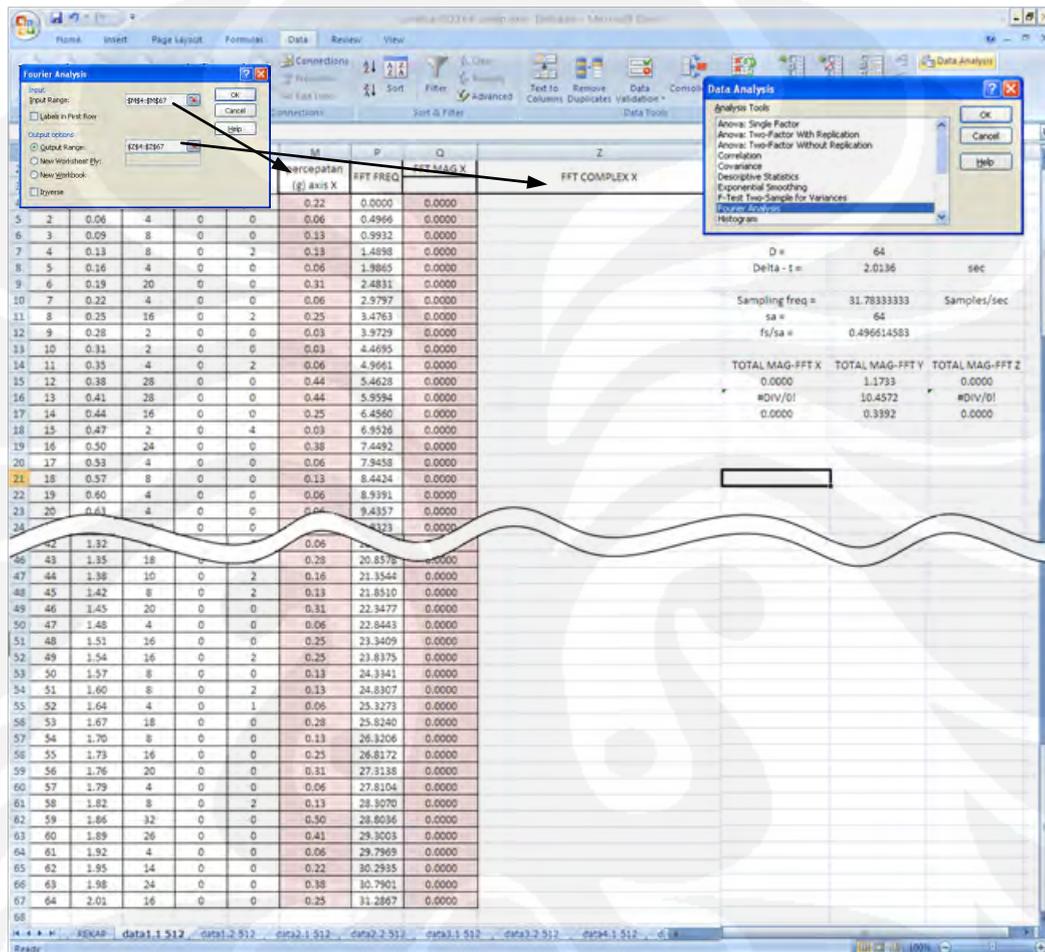
Data yang dimasukkan untuk pilihan input range maka masukkan data tabel percepatan (g) axis X dari data pertama sampai data yang terakhir, sedangkan untuk keluaran output rangenya masukkan tabel FFT Complex X dari tabel pertama sampai tabel terakhir, lalu pilih OK untuk menyetujui pilihan. Setelah proses diatas Terlihat pada tabel FFT Complex X telah terisi data hasil perhitungan menggunakan persamaan *Fourier Analisis*, sedangkan untuk

mendapatkan nilai FFT magnitude X maka setiap data FFT Complex X harus dimasukkan kepersamaan berikut:

$$FFT\ Mag\ X = \frac{2}{sa} \times IMABS(Kolom) \quad 4.5$$

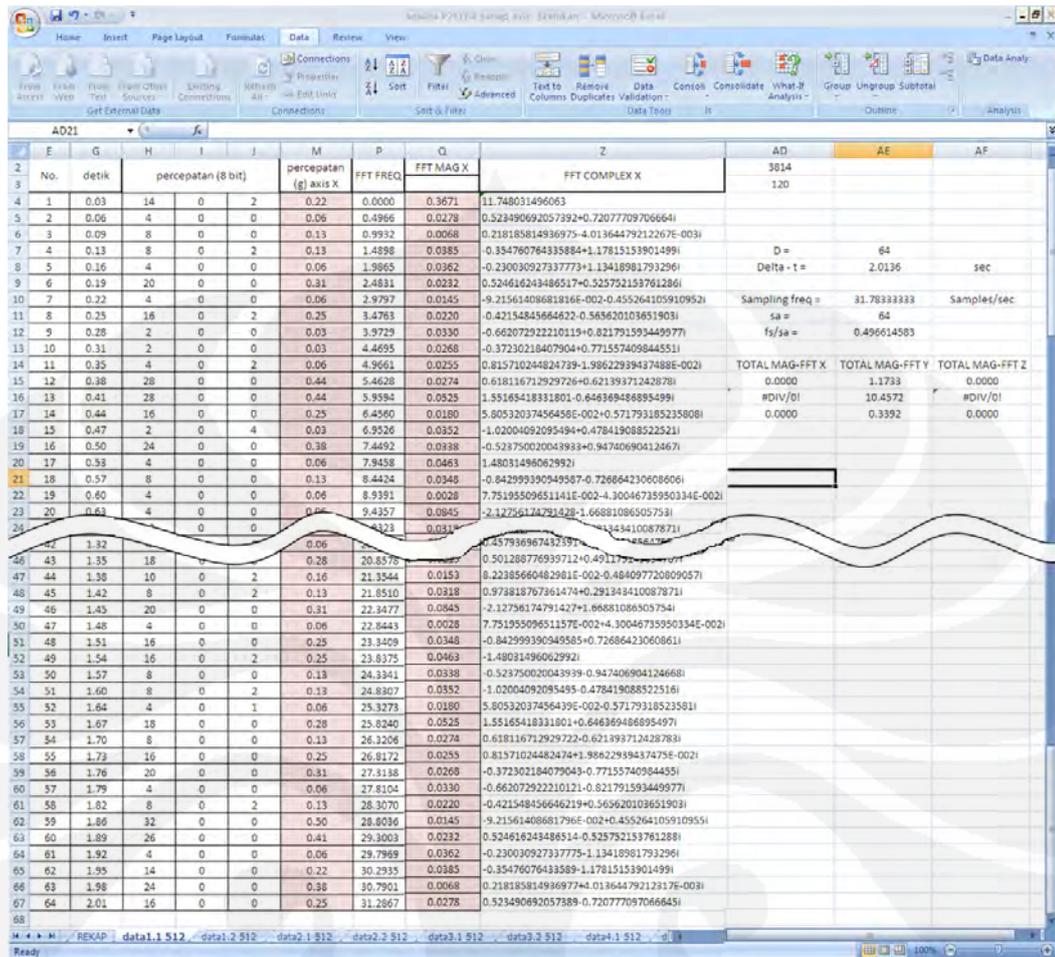
$$Sa = 64$$

Kolom = Urutan kolom pada FFT Complex X



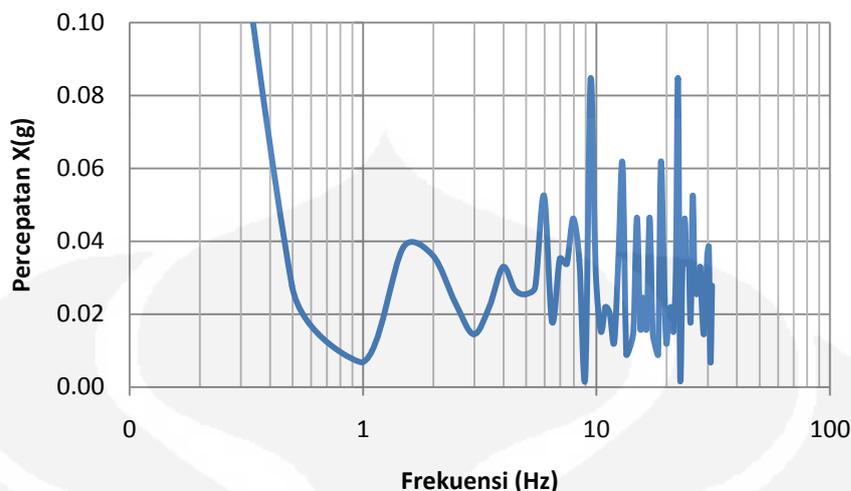
Gambar 4.9 Tampilan konversi dalam domain frekuensi masukan input

Data FFT magnitude X merupakan besarnya nilai magnitude pada frekuensi tertentu, data percepatan axis X yang berdomain waktu telah dirubah menjadi data dalam domain frekuensi. Cara kerja persamaan *Fourier Analisa* adalah dengan mengelompokkan setiap frekuensi yang sama dan tinggi FFT magnitudenya berdasarkan banyaknya frekuensi yang sering muncul. Hasil nilai dalam domain frekuensi ditunjukkan Gambar 4.10 Tampilan konversi dalam domain frekuensi *Fourier Analisa* dan semua data terlampir pada Lampiran 1.



Gambar 4.10 Tampilan konversi dalam domain frekuensi *Fourier Analysis*

Dari pengolahan data diatas didapatkan suatu grafik yang menunjukkan perubahan magnitude dalam domain frekuensi yang ditunjukkan pada Gambar 4.11. Frekuensi sampling pada pengujian ini sebesar 31.783333 yaitu frekuensi yang digunakan dari 0Hz sampai 31.783Hz namun setelah diperhatikan dari pengolahan data diatas bahwa besar magnitude yang di bawah 1Hz memiliki nilai magnitude yang sangat besar yang akan mempengaruhi besaran magnitude pada frekuensi yang lain dalam perhitungan analisa, maka dengan itu penggambaran dalam grafik domain frekuensi data yang diproses dari 1Hz sampai 31.783Hz . Semua data grafik dalam domain frekuensi pada pengujian ini terlampir pada Lampiran 2



Gambar 4.11 Grafik percepatan X (g) dalam domain frekuensi

4.3.4 Pengambilan Data Kekuatan Klinis Implan

Setelah mengetahui seluruh proses pengolahan data maka pada tahap selanjutnya pengambilan data kekuatan klinis implan pada M1 kiri (M1KI), M3 kiri (M3KI), M3 kanan (M3KA), P2 kiri (P2KI) dan P2 kanan (P2KA) selama lima kali pengambilan data yaitu saat hari ke-1, hari ke-7, hari ke-14, hari ke-30 dan hari ke-90. Dari beberapa data yang diproses akan di pilih dua data yang memiliki nilai besaran klinis implan kurang lebih sama, agar data yang merupakan kesalahan prosedur dalam pengetukan tidak terproses dan mengganggu data lain dalam analisa nanti. Dalam pengambilan data kekuatan klinis implan dilakukan proses pemilihan frekuensi, yaitu dengan batas frekuensi 1Hz sampai 31Hz (ditandai dengan warna hijau), 10Hz sampai 31Hz (ditandai dengan warna ungu), dan 1 Hz sampai 10Hz (ditandai dengan warna merah). Dengan adanya batasan frekuensi diharapkan dapat dengan mudah menganalisis dan mengetahui frekuensi resonansi klinis implan yang baik.

4.3.4.1 Hasil Pengujian M1KI

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui besar perubahan klinis pada M1KI dalam jangka waktu hari ke-1, ke-7, ke-14, ke-30 dan ke-90. Dari pengujian ini akan didapatkan nilai besaran magnitudo perubahan kekuatan klinis implan dalam jangka waktu pengukuran dan grafik FFT yang terlampir pada Lampiran 3.

Dari data pada Lampiran 2, dapat diperoleh data tabel sebagai berikut:

Tabel 4.1 Nilai klinis implan M1KI

Hari	Ke-1		Ke-7		Ke-14		Ke-30		Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
Mag 1Hz -31Hz	1.856	1.756	1.131	1.471	0.969	1.471	0.895	0.946	0.000	0.000
Rata-rata Mag 1Hz - 31Hz	1.806		1.301		1.220		0.921		0.000	
Mag 10Hz -31Hz	1.298	1.141	0.807	1.106	0.711	1.106	0.637	0.665	0.000	0.000
Rata-rata Mag 10Hz - 31Hz	1.220		0.957		0.909		0.651		0.000	
Mag 1Hz -10Hz	0.558	0.615	0.324	0.365	0.258	0.365	0.257	0.281	0.000	0.000
Rata-rata Mag 1Hz - 10Hz	0.586		0.344		0.311		0.269		0.000	
Keterangan	Awal pemasangan		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin Kuat		Implan lepas	

Dari tabel 4.1 tersebut maka dapat diperoleh penggambaran perubahan nilai klinis implan M1KI sampai dengan data hari ke-30 karena pada hari ke-90 implan terlepas.

4.3.4.2 Hasil Pengujian M3KI

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui besar perubahan klinis pada M3KI dalam jangka waktu hari ke-1, ke-7, ke-14, ke-30 dan ke-90. Dari pengujian ini akan didapatkan nilai besaran magnitudo perubahan kekuatan klinis implan dalam jangka waktu pengukuran dan grafik FFT yang terlampir pada Lampiran 3.

Dari data pada Lampiran 2, dapat diperoleh data tabel sebagai berikut:

Tabel 4.2 Nilai klinis implan M3KI

Hari	Ke-1		Ke-7		Ke-14		Ke-30		Ke-90	
Tahapan	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
Mag 1Hz -31Hz	3.955	3.655	2.506	3.139	1.142	1.024	0.923	0.541	0.732	0.583
Rata-rata Mag 1Hz - 31Hz	3.805		2.823		1.083		0.732		0.658	
Mag 10Hz -31Hz	2.965	2.707	1.773	2.234	0.776	0.728	0.615	0.369	0.498	0.443
Rata-rata Mag 10Hz - 31Hz	2.836		2.003		0.752		0.492		0.470	
Mag 1Hz -10Hz	0.991	0.948	0.733	0.906	0.366	0.296	0.308	0.172	0.234	0.141
Rata-rata Mag 1Hz - 10Hz	0.969		0.819		0.331		0.240		0.187	
Keterangan	Awal pemasangan		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin kuat	

Dari tabel 4.2 tersebut maka dapat diperoleh penggambaran perubahan nilai klinis implan M3KI sampai dengan data hari ke-90.

4.3.4.3 Hasil Pengujian M3KA

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui besar perubahan klinis pada M3KA dalam jangka waktu hari ke-1, ke-7, ke-14, ke-30 dan ke-90. Dari pengujian ini akan didapatkan nilai besaran magnitudo perubahan kekuatan klinis implan dalam jangka waktu pengukuran dan grafik FFT yang terlampir pada Lampiran 3.

Dari data pada Lampiran 2, dapat diperoleh data tabel sebagai berikut:

Tabel 4.3 Nilai klinis implan M3KA

Hari	Ke-1		Ke-7		Ke-14		Ke-30		Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
Mag 1Hz -31Hz	2.052	2.556	0.731	0.772	0.499	0.970	1.336	1.421	0.000	0.000
Rata-rata Mag 1Hz - 31Hz	2.304		0.751		0.734		1.379		0.000	
Mag 10Hz -31Hz	1.453	1.688	0.511	0.563	0.374	0.692	0.966	1.035	0.000	0.000
Rata-rata Mag 10Hz - 31Hz	1.570		0.537		0.533		1.001		0.000	
Mag 1Hz -10Hz	0.599	0.867	0.220	0.208	0.125	0.277	0.370	0.387	0.000	0.000
Rata-rata Mag 1Hz - 10Hz	0.733		0.214		0.201		0.378		0.000	
Keterangan	Awal pemasangan		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin lemah		Implan lepas	

Dari tabel 4.3 tersebut maka dapat diperoleh penggambaran perubahan nilai klinis implan M3KA sampai dengan data hari ke-14 karena pada hari ke-30 terjadi infeksi (abses) yang ditandai pada saat pengujian.

4.3.4.4 Hasil Pengujian P2KI

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui besar perubahan klinis pada P2KI dalam jangka waktu hari ke-1, ke-7, ke-14, ke-30 dan ke-90. Dari pengujian ini akan didapatkan nilai besaran magnitudo perubahan kekuatan klinis implan dalam jangka waktu pengukuran dan grafik FFT yang terlampir pada Lampiran 3.

Dari data pada Lampiran 2, dapat diperoleh data tabel sebagai berikut:

Tabel 4.4 Nilai klinis implan P2KI

Hari	Ke-1		Ke-7		Ke-14		Ke-30		Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
Mag 1Hz -31Hz	1.763	1.916	0.607	0.839	0.680	0.666	0.985	0.949	2.663	2.608
Rata-rata Mag 1Hz - 31Hz	1.839		0.723		0.673		0.967		2.636	
Mag 10Hz -31Hz	1.176	1.408	0.401	0.568	0.507	0.498	0.709	0.684	1.923	1.894
Rata-rata Mag 10Hz - 31Hz	1.292		0.485		0.503		0.697		1.909	
Mag 1Hz -10Hz	0.587	0.508	0.206	0.271	0.172	0.168	0.276	0.265	0.740	0.714
Rata-rata Mag 1Hz - 10Hz	0.547		0.238		0.170		0.270		0.727	
Keterangan	Awal pemasangan		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin lemah		Semakin lemah	

Dari tabel 4.4 tersebut maka dapat diperoleh penggambaran perubahan nilai klinis implan P2KI sampai dengan data hari ke-14 karena pada hari ke-30 terjadi infeksi (abses) yang ditandai pada saat pengujian.

4.3.4.5 Hasil Pengujian P2KA

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui besar perubahan klinis pada P2KA dalam jangka waktu hari ke-1, ke-7, ke-14, ke-30 dan ke-90. Dari pengujian ini akan didapatkan nilai besaran magnitudo perubahan kekuatan klinis implan dalam jangka waktu pengukuran dan grafik FFT yang terlampir pada Lampiran 3.

Dari data pada Lampiran 2, dapat diperoleh data tabel sebagai berikut:

Tabel 4.5 Nilai klinis implan P2KA

Hari	Ke-1		Ke-7		Ke-14		Ke-30		Ke-90	
Tahapan	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
Mag 1Hz -31Hz	3.087	3.091	0.949	1.049	0.847	0.857	0.679	0.641	0.314	0.372
Rata-rata Mag 1Hz - 31Hz	3.089		0.999		0.852		0.660		0.343	
Mag 10Hz -31Hz	2.220	2.096	0.682	0.781	0.626	0.650	0.502	0.481	0.224	0.260
Rata-rata Mag 10Hz - 31Hz	2.158		0.732		0.638		0.492		0.242	
Mag 1Hz -10Hz	0.867	0.995	0.266	0.268	0.221	0.207	0.176	0.159	0.089	0.112
Rata-rata Mag 1Hz - 10Hz	0.931		0.267		0.214		0.168		0.101	
Keterangan	Awal pemasangan		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin kuat		Semakin kuat	

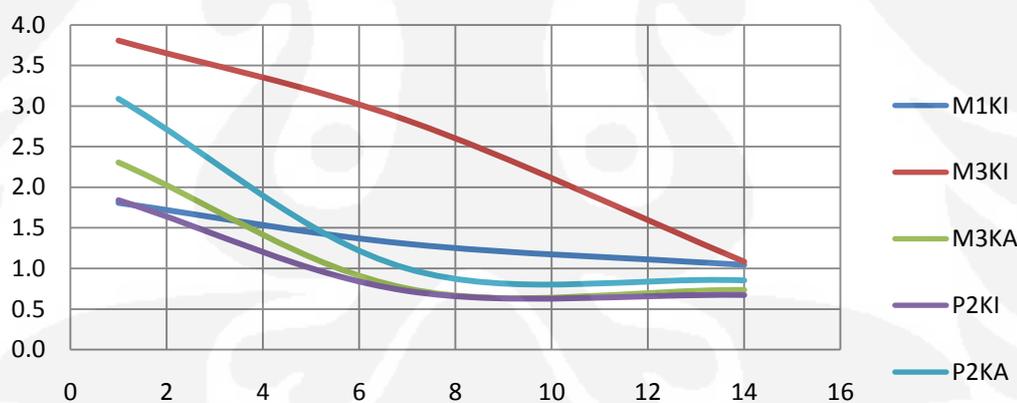
Dari tabel 4.5 tersebut maka dapat diperoleh penggambaran perubahan nilai klinis implan P2KA sampai dengan data hari ke-90.

4.3.5 Pengujian Kestabilan Data Kekuatan Klinis Implan

Mengapa dilakukan pengujian kestabilan data kekuatan klinis implan agar mengetahui standar pola yang di hasilkan setiap melakukan pengujian pada implan, standar ini sangat penting untuk menentukan bagus tidaknya hasil data yang diambil. Pengujian ini dapat dilakukan pada saat telah didapatkan minimal tiga kali pengukuran data kekuatan klinis implan agar dapat di buat persamaan garis dan saat pengujian kestabilan digunakan pendekatan menggunakan persamaan garis power seperti persamaan di bawah ini:

$$y = ax^{-b} \quad 4.6$$

Pada pengujian ini dilakukan pada saat tahap pengukuran sampai 14 hari, 30 hari dan 90 hari. Dari hasil pengukuran kekuatan klinis implan diatas bahwa pada hari ke 14 memiliki lima data pengujian, pada hari ke 30 memiliki tiga data pengujian sedangkan pada hari ke 90 memiliki dua data pengujian, dalam batas tiga jenis frekuensi yang berbeda yaitu 1Hz sampai 31Hz, 10Hz sampai 31Hz dan 1Hz sampai 10Hz.



Gambar 4.12 Bentuk Grafik 1Hz sampai 31Hz

Terlihat grafik 1Hz sampai 31Hz pada garis M3KI yang berwarna merah memiliki bentuk perubahan kekuatan klinis implan yang berbeda dengan yang lain. Bentuk garis perubahan kekuatan klinis implan M3KI akan mempengaruhi hasil perhitungan kestabilannya, dengan ini maka dalam perhitungan tidak akan di masukan kepengolahan kestabilan. Untuk mendapatkan nilai kestabilan pada frekuensi, persamaan garis power yang didapat dengan batas frekuensi tertentu di uji dengan di masukan kedalam persamaan seperti di bawah ini :

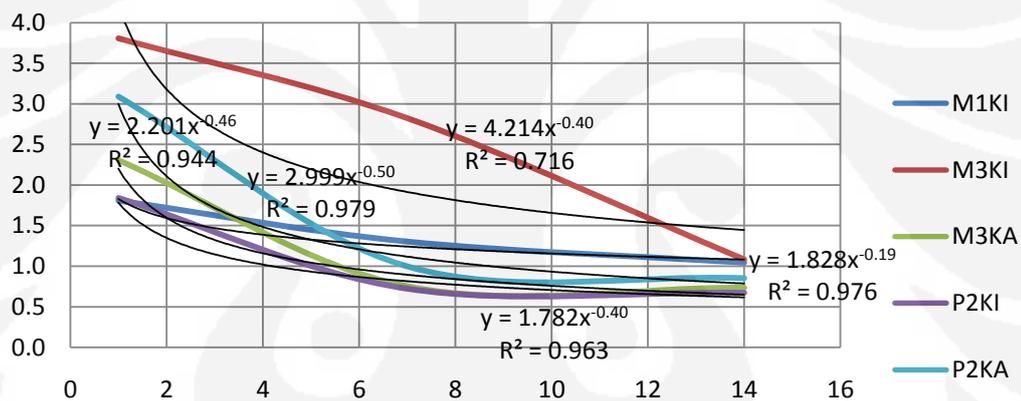
$$R^2 = \frac{(y^2 - (y - y_h)^2)}{y^2} \quad 4.7$$

Frekuensi yang memiliki nilai kestabilan mendekati nilai satu berarti pada frekuensi tersebut terjadinya getaran resonansi pada implan dan memiliki persamaan power pada frekuensi tersebut.

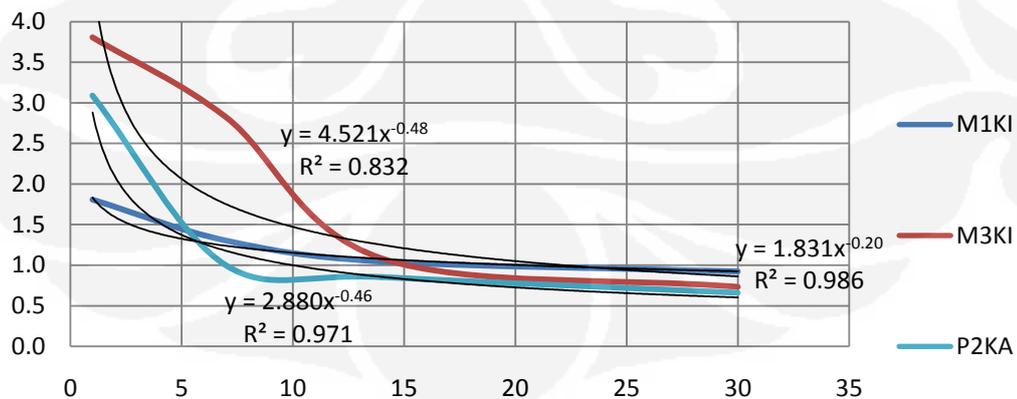
4.3.5.1 Pesamaan Garis Power Pada Frekuensi 1Hz Sampai 31Hz

Tabel 4.6 Perubahan kekuatan klinis implan pada frekuensi 1Hz – 31Hz

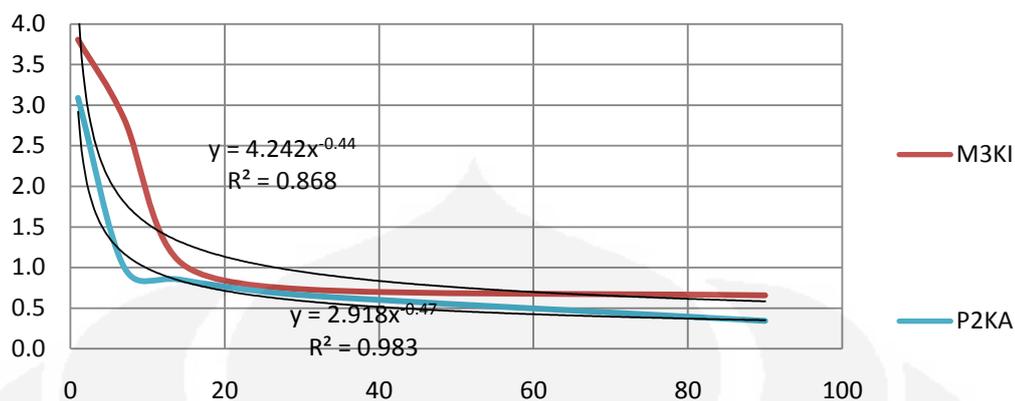
Tahap	M1KI	M3KI	M3KA	P2KI	P2KA
1	1.806	3.805	2.304	1.839	3.089
7	1.301	2.823	0.751	0.723	0.999
14	1.220	1.083	0.734	0.673	0.852
30	0.921	0.732			0.660
90		0.470			0.343



Gambar 4.13 Grafik tahap sampai hari ke-14 1Hz sampai 31Hz



Gambar 4.14 Grafik tahap sampai hari ke-30 1Hz sampai 31Hz



Gambar 4.15 Grafik tahap sampai hari ke-90 1Hz sampai 31Hz

Tabel 4.7 Perubahan Variabel pada hari ke-14 1Hz sampai 31Hz

Variabel	M1KI	M3KA	P2KI	P2KA	Rata-rata
a	1.828	2.201	1.782	2.999	2.203
b	0.19	0.46	0.4	0.5	0.388

Tabel 4.8 Perubahan Variabel pada hari ke-30 1Hz sampai 31Hz

Variabel	M1KI	P2KA	Rata-rata
a	1.831	2.88	2.356
b	0.2	0.46	0.330

Tabel 4.9 Perubahan Variabel pada hari ke-90 1Hz sampai 31Hz

Variabel	P2KA
a	2.918
b	0.47

Dari perhitungan rata-rata variabel diatas akan didapatkan nilai variabel baru maka akan didapat juga persamaan garis power perubahan kekuatan klinis implan baru yang dijadikan sebagai pengujian kestabilan kekuatan klinis implan pada pengambilan data berikutnya, persamaan garis power kekuatan klinis implan yang baru terlihat pada persamaan di bawah ini:

Tabel 4.10 Variabel pada persamaan baru 1Hz sampai 31Hz

Variabel	Hari ke-14	Hari ke-30	Hari ke-90	Rata-rata
a	2.203	2.356	2.918	2.492
b	0.388	0.330	0.47	0.396

$$\bar{y} = \bar{a}x^{-\bar{b}} \quad 4.8$$

$$\bar{y} = 2.492x^{-0.396} \quad 4.9$$

- Pengujian nilai kestabilan dengan persamaan 4.8

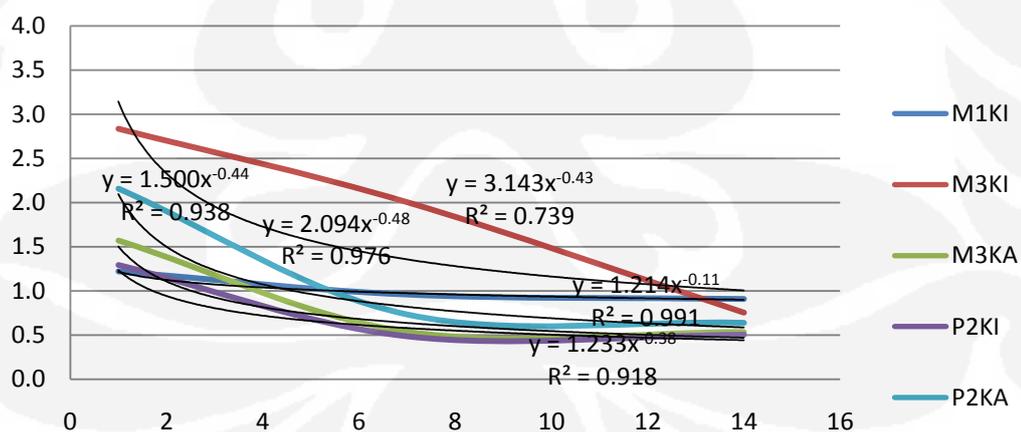
Tabel 4.11 Kestabilan 1Hz sampai 31Hz

Tahap	y-h	M1KI		M3KA		P2KI		P2KA	
		y	R ²						
1	2.492	1.806	0.856	2.304	0.993	1.839	0.874	3.089	0.963
7	1.154	1.301	0.987	0.751	0.713	0.723	0.645	0.999	0.976
14	0.877	1.044	0.974	0.734	0.962	0.673	0.908	0.852	0.999
30	0.648	0.921	0.913					0.660	1.000
90	0.420							0.343	0.950

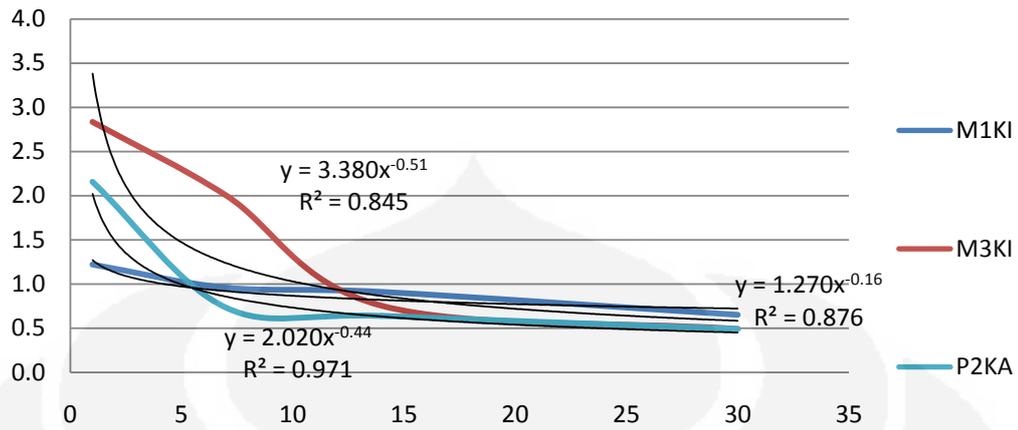
4.3.5.2 Pesamaan Garis Power Pada Frekuensi 10Hz Sampai 31Hz

Tabel 4.12 Perubahan kekuatan klinis implan pada frekuensi 10Hz – 31Hz

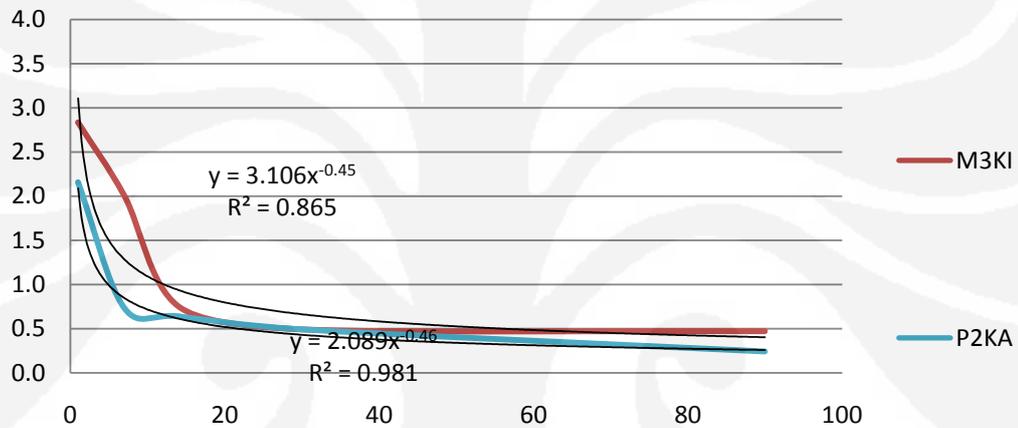
Tahap	M1KI	M3KI	M3KA	P2KI	P2KA
1	1.220	2.836	1.570	1.292	2.158
7	0.957	2.003	0.537	0.485	0.732
14	0.909	0.752	0.533	0.503	0.638
30	0.651	0.492			0.492
90		0.470			0.242



Gambar 4.16 Grafik tahap sampai hari ke-14 10Hz sampai 31Hz



Gambar 4.17 Grafik tahap sampai hari ke-30 10Hz sampai 31Hz



Gambar 4.18 Grafik tahap sampai hari ke-90 10Hz sampai 31Hz

Tabel 4.13 Perubahan Variabel pada hari ke-14 10Hz sampai 31Hz

Variabel	M1KI	M3KA	P2KI	P2KA	Rata-rata
a	1.233	1.5	1.214	2.094	1.510
b	0.918	0.44	0.991	0.48	0.707

Tabel 4.14 Perubahan Variabel pada hari ke-30 10Hz sampai 31Hz

Variabel	M1KI	P2KA	Rata-rata
a	1.27	2.02	1.645
b	0.16	0.44	0.300

Tabel 4.15 Perubahan Variabel pada hari ke-90 10Hz sampai 31Hz

Variabel	P2KA
a	2.089
b	0.46

Dari perhitungan rata-rata variabel diatas akan didapatkan nilai variabel baru maka akan didapat juga persamaan garis power perubahan kekuatan klinis implan baru yang dijadikan sebagai pengujian kestabilan kekuatan klinis implan pada pengambilan data berikutnya, persamaan garis power kekuatan klinis implan yang baru terlihat pada persamaan di bawah ini:

Tabel 4.16 Variabel pada persamaan baru 10Hz sampai 31Hz

Variabel	Hari ke-14	Hari ke-30	Hari ke-90	Rata-rata
a	1.510	1.645	2.089	1.748
b	0.707	0.300	0.46	0.489

$$\bar{y} = 1.748x^{-0.489}$$

- Pengujian nilai kestabilan dengan persamaan 4.8

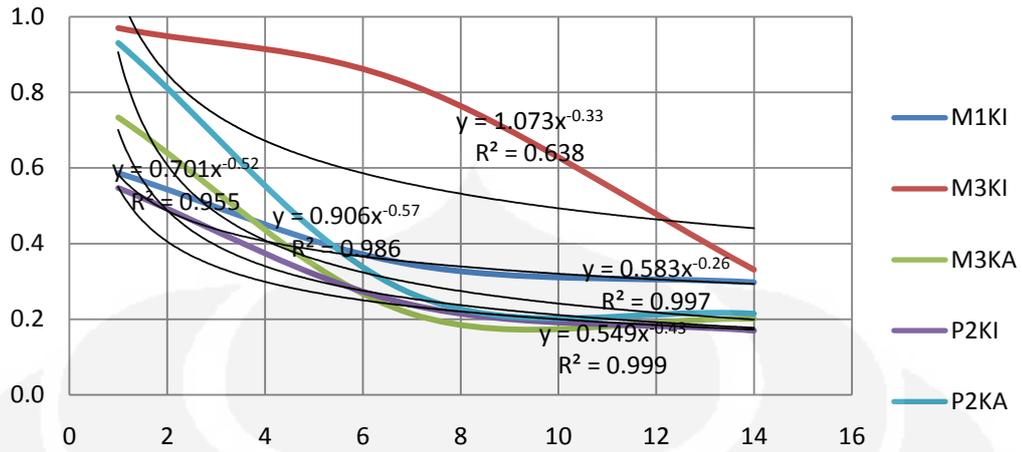
Tabel 4.17 Kestabilan 10Hz sampai 31Hz

Tahap	y-h	M1KI		M3KA		P2KI		P2KA	
		y	R ²						
1	2.492	1.220	0.813	1.570	0.987	1.292	0.875	2.158	0.964
7	1.154	0.957	0.913	0.537	0.934	0.485	0.847	0.732	0.994
14	0.877	0.909	0.778	0.533	0.990	0.503	0.998	0.638	0.939
30	0.648	0.651	0.759					0.492	0.893
90	0.420							0.242	0.960

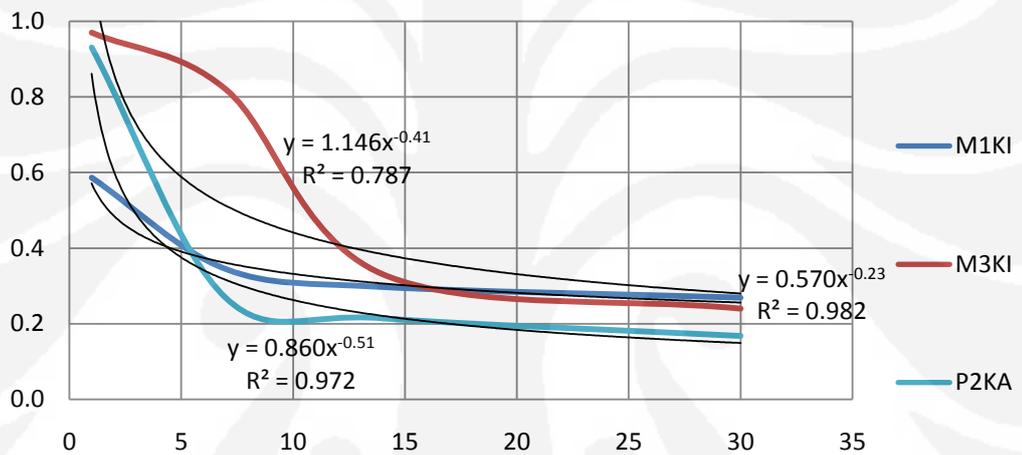
4.3.5.3 Pesamaan Garis Power Pada Frekuensi 1Hz Sampai 10Hz

Tabel 4.18 Perubahan kekuatan klinis implan pada frekuensi 1Hz – 10Hz

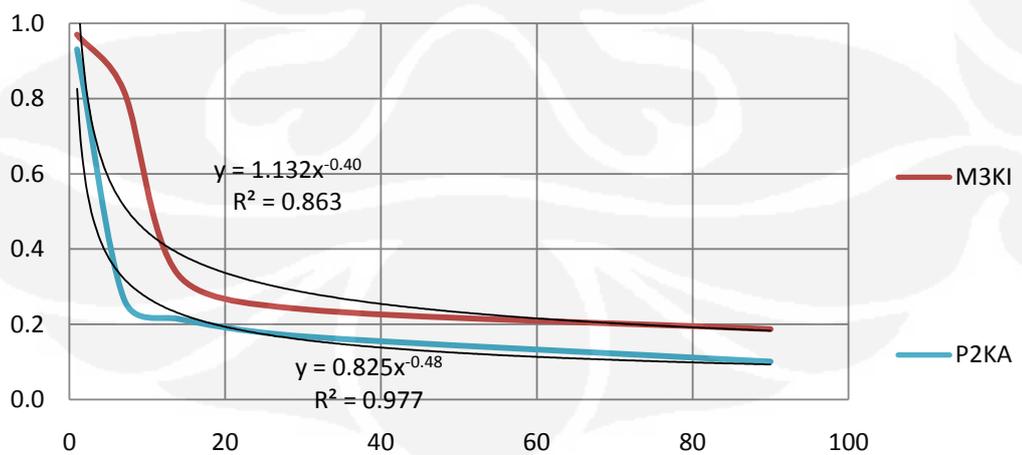
Tahap	M1KI	M3KI	M3KA	P2KI	P2KA
1	0.586	0.969	0.733	0.547	0.931
7	0.344	0.819	0.214	0.238	0.267
14	0.297	0.331	0.201	0.170	0.214
30	0.269	0.240			0.168
90		0.187			0.101



Gambar 4.19 Grafik tahap sampai hari ke-14 1Hz sampai 10Hz



Gambar 4.20 Grafik tahap sampai hari ke-30 1Hz sampai 10Hz



Gambar 4.21 Grafik tahap sampai hari ke-90 1Hz sampai 10Hz

Tabel 4.19 Perubahan Variabel pada hari ke-14 1Hz sampai 10Hz

Variabel	M1KI	M3KA	P2KI	P2KA	Rata-rata
a	0.583	0.701	0.549	0.906	0.685
b	0.26	0.52	0.43	0.54	0.438

Tabel 4.20 Perubahan Variabel pada hari ke-30 1Hz sampai 10Hz

Variabel	M1KI	P2KA	Rata-rata
a	0.57	0.86	0.715
b	0.23	0.51	0.370

Tabel 4.21 Perubahan Variabel pada hari ke-90 1Hz sampai 10Hz

Variabel	P2KA
a	0.825
b	0.48

Dari perhitungan rata-rata variabel diatas akan didapatkan nilai variabel baru maka akan didapat juga persamaan garis power perubahan kekuatan klinis implan baru yang dijadikan sebagai pengujian kestabilan kekuatan klinis implan pada pengambilan data berikutnya, persamaan garis power kekuatan klinis implan yang baru terlihat pada persamaan di bawah ini:

Tabel 4.22 Variabel pada persamaan baru 1Hz sampai 10Hz

Variabel	Hari ke-14	Hari ke-30	Hari ke-90	Rata-rata
a	0.685	0.715	0.979	0.793
b	0.438	0.370	0.440	0.416

$$\bar{y} = 0.793x^{-0.416}$$

- Pengujian nilai kestabilan dengan persamaan 4.8

Tabel 4.23 Kestabilan 1Hz sampai 10Hz

Tahap	y-h	M1KI		M3KA		P2KI		P2KA	
		y	R ²						
1	0.742	0.586	0.930	0.733	1.000	0.547	0.874	0.931	0.959
7	0.322	0.344	0.996	0.214	0.748	0.238	0.877	0.267	0.959
14	0.239	0.297	0.961	0.201	0.965	0.170	0.836	0.214	0.987
30	0.172	0.269	0.870					0.168	0.999
90	0.108							0.101	0.995

Dari hasil pengujian ketabilan pada frekuensi yaitu 1Hz sampai 31Hz, 10Hz sampai 31Hz dan 1 Hz sampai 10Hz didapatkan dominan atau nilai rata-rata kestabilan seperti di tunjukan pada tabel di bawah ini:

Tabel 4.24 Dominan kestabilan

Frekuensi	1Hz-31Hz	10Hz-31Hz	1Hz-10Hz
R ²	0.902	0.911	0.921

Tabel diatas menyatakan getaran resonansi berada pada frekuensi 1Hz sampai 10Hz dan memiliki persamaan garis power $\bar{y} = 0.793x^{-0.416}$

4.3.6 Pengujian Klinis Implan Pada Rahang Peraga

Pengujian ini dilakukan bermaksud untuk mendapat nilai perbandingan klinis implan, yang dilakukan pengukuran menggunakan *Implan Mentor* dengan alat *LRFA* yang dirancang pada skripsi ini. Rahang peraga di gunakan untuk tempat penanaman implan yang akan di uji coba, pemilihan bahannya juga di sesuaikan dengan bahan yang memiliki struktur kekokohan sama seperti tulang agar di dapatkan nilai klinis implan sama dengan aslinya.

Untuk pengujian dengan rahang peraga dilakukan satu kali tahap pengujian yaitu saat nilai klinis implan tertanam kuat sehingga didapat konversi nilai klinis yang sama.

4.3.6.1 Pengujian Menggunakan *Osstell Mentor*

Seperti yang sudah di jelaskan pada bab sebelumnya, *Osstell Mentor* pengujiannya hanya mendekatkan crop *osstell* pada implan maka *osstell* akan menampilkan besaran klinis implan dalam bentuk satuan ISQ. Seperti gambar yang ditunjukkan di bawah ini:



Gambar 4.22 Pengujian menggunakan *Osstell Mentor*

Pengujian menggunakan osstell mentor di lakukan 5 kali pengukuran dengan arah crop yang berbeda, didapatkan hasil pengujian yang di tunjukan pada pada Tabel 4.25

Tabel 4.25 Nilai pengujian Osstell Mentor

Arah Crop	ISQ
Depan	64
Kanan	70
Belakang	64
Kiri	69
Atas	60

4.3.6.2 Hasil Pengujian Menggunakan *Low Resonance Frequency Analyzer*

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui besar nilai klinis pada rahang peraga saat implan tertanam kuat. Dilakukan pengambilan data sebanyak lima kali, untuk mendapatkan nilai rata-rata magnitudo 1Hz sampai 10Hz seperti yang di tunjukan grafik FFT yang terlampir pada Lampiran 5 akan didapat nilai besaran klinis yang terlihat pada Tabel 4.26

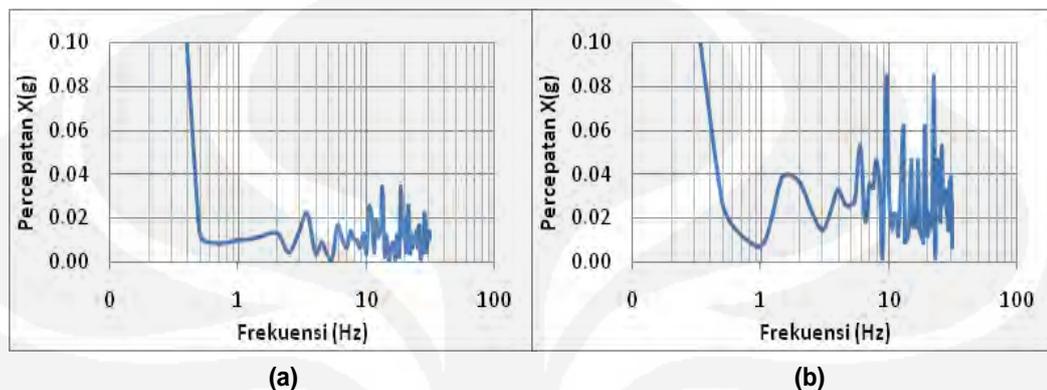
Tabel 4.26 Nilai pengujian LRFA

Pengujian	Mag 1Hz-10Hz
Data 1	0.386
Data 2	0.345
Data 3	0.391
Data 4	0.359
Data 5	0.369
Rata-rata	0.370

4.4 Analisa Data

Getaran resonansi adalah sebuah getaran yang diakibatkan benda lain bergetar, pada pengujian diatas implan akan diberikan getaran berupa ketukan satu kali jika implan tertanam kuat pada rahang maka resonansi akan melemah yang ditandai nilai magnitudo pada frekuensi tertentu akan kecil dan kebalikanya nilai magnitudo akan besar jika implan tidak tertanam kuat. Pada Gambar 4.23 menunjukan perbedaan getaran dengan resonansi lemah dan resonansi kuat, dari itu juga dapat dilihat perubahan magnitudo lebih terlihat pada frekuensi 1Hz sampai 10Hz. seperti hasil pengujian kestabilan yang menyatakan bahwa

frekuensi resonansi berada pada 1Hz sampai 10Hz dan memiliki persamaan kestabilan $\bar{y} = 0.793x^{-0.416}$ yang digunakan sebagai standar persamaan saat melakukan pengujian kembali dengan cara memasukan besar magnitude yang di dapat pada frekuensi 1Hz sampai 10Hz. Jika R^2 nilainya mendekati 1 maka hasil pengujian baik.



Gambar 4.23 (a) Resonansi lemah, (b) Resonansi Kuat

Dari pembahasan pengujian diatas dapat dianalisa besar perubahan nilai klinis di setiap implannya. Untuk mendukung analisa yang dilakukan, akan di paparkan kembali beberapa keadaan kondisi dan proses implan selama melakukan pengujian seperti di bawah ini:

1. Pengujian pertama dilakukan pada saat setelah implan dipasang.
2. Pengujian dilakukan dalam 5 kali pengambilan data dan waktu pengujiannya secara eksponensial.
3. Selain melakukan pengujian kekuatan klinis implan, juga dilakukan proses-proses penelitian dan prosedur untuk memperkuat implan.
4. Implan M3KA dan P2KI pada hari ke-30 mengalami infeksi pada gusi yang biasa disebut abses.
5. Implan M1KI dan M3KA pada hari ke-90 sudah terlepas dari rahang.

Pada implan M1KI dapat dilihat pada Tabel 4.1 kekuatan klinis implan semakin menurun yaitu pada awalnya sebesar 0.586 dan turun menjadi 0.269 tetapi pada hari ke-90 implan terlepas, sedangkan pada implan M3KA yang memiliki kondisi sama yaitu implan terlepas pada hari ke-90, pada implan ini hari ke-30 nilai magnitude membesar dan pada saat pengujian ditandai bahwa implan mengalami abses. Keadaan infeksi pada gusi saat pengujian juga ditemukan pada implan P2KI hari ke-30 dan hasil nilai pengujian yang terlihat pada Tabel 4.4

juga tampak adanya perubahan nilai magnitudo membesar sampai hari ke-90. Jumlah nilai magnitudo yang semakin mengecil terlihat pada implan M3KI dan P2KA yang dapat di analisa dari Tabel 4.2 serta Tabel 4.5 bahwa implan tertanam semakin lama semakin kuat.

Dari hasil pengujian rahang peraga menggunakan *Osstell Mentor* yang dilakukan pengujian dari beberapa arah pengukuran memiliki nilai pengukuran yang berbeda, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.25 di atas. Dari pembahasan dasar teori dinyatakan bahwa pengukuran menggunakan *Osstell Mentor* pada arah sebelah kanan, dengan begitu nilai klinis implan sebesar 70 ISQ yang dilakukan pengukuran menggunakan *Osstell Mentor*. Sedangkan pengukuran menggunakan alat LRFA pada implan yang sama telah terukur magnitudo rata-rata sebesar 0.370, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 4.26.

Analisa secara umum:

Dari hasil percobaan, dengan melihat tabel dan grafik pengujian di atas dapat dianalisa bahwa semakin rendah gelombang resonansi maka semakin kuat implan tertanam ke rahang. Infeksi pada gusi sangat mempengaruhi dalam pengukuran klinis implan, pada beberapa kasus di atas akibat infeksi magnitudo semakin membesar yang mengidentifikasikan bahwa kekuatan implan yang tertanam semakin lemah tetapi infeksi tidak selalu mengakibatkan gigi terlepas dari rahang.

Pengujian menggunakan rahang peraga merupakan sebagai referensi tolak ukur untuk mengkonversi nilai yang diukur menggunakan alat LRFA dengan *Osstell Mentor* yang sudah sebagai standar internasional untuk pengukuran klinis implan, dari pembahasan di atas serta yang ditunjukkan pada tabel 4.25 dan tabel 4.26 menyatakan bahwa pengukuran menggunakan alat LRFA menunjukkan nilai rata-rata magnitudo sebesar 0.370 sedangkan saat pengukuran menggunakan *Osstell Mentor* nilai ISQ ditampilkan sebesar 70, dengan ini dapat diambil kesimpulan bahwa nilai magnitudo dengan batas $0.370 \approx \pm 0.4$ sudah menunjukkan bahwa implan telah kuat tertanam.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

Setelah dilakukan pengujian alat, maka diperoleh beberapa kesimpulan dan saran yang diharapkan berguna untuk perbendaharaan ilmu dan teknologi serta bagi kelanjutan dalam penyempurnaan skripsi ini.

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil studi dan analisa terhadap pembuatan perangkat keras (*Hardware*) dan analisa pengolahan data, maka dapat diambil beberapa kesimpulan, antara lain:

1. Melakukan pengujian kestabilan data kekuatan klinis implan mendapatkan persamaan kestabilannya dengan pendekatan menggunakan persamaan garis power, yaitu:

$$\bar{y} = 0.793x^{-0.416}$$

Dengan begitu nanti saat melakukan pengujian berikutnya untuk mengetahui data yang diambil bagus atau tidak, memasukan kepersamaan kestabilan.

2. Saat pengujian kestabilan didapatkan pada frekuensi 1Hz sampai 10Hz nilai R^2 paling yang mendekati 1 dari frekuensi-frekuensi yang lain, maka dapat di simpulkan bahwa pada frekuensi tersebut merupakan frekuensi resonansi implant.
3. Dari pembahasan dan pengujian pada bab sebelumnya menyatakan bahwa nilai 70 ISQ yang di tampilkan *Osstell Mentor* merupakan standar internasional implan sudah tertanam kuat. Pengukuran menggunakan alat LRFA menunjukan nilai rata-rata magnitudo sebesar 0.370 sedangkan saat pengukuran menggunakan *Osstell Mentor* dengan implan yang sama pada rahang peraga nilai ISQ tertampilkan sebesar 70, dengan ini dapat diambil kesimpulan bahwa nilai magnitudo dengan batas $0.370 \approx \pm 0.4$ sudah menunjukan bahwa implan telah tertanam kuat.

5.2 Saran

1. Menggunakan sensor pembaca getaran resonansi yang lebih sensitive, sebagai contoh dengan resolusi sampai 256 bit atau lebih untuk pembacaan frekuensi rendah.
2. Dalam pengujian klinis implan dilakukan berulang-ulang kali pada implan yang sama.

DAFTAR ACUAN

- [1] <http://cafe-rieka.com/?p=523>
- [2] Ferracare JL. (2001). Material in Dentistry, Principles and Application. 2nd ed. Lippincott William & Willkin : p. 310-315.
- [3] Lemons JE. (2001 June 30 to July 2) Dental Implant : The Next Decades. Proceedings of 5th World Congress for Oral Implanology: Biomechanics and Tissue Engineering ; Tokyo. Japan. p. 2-4.
- [4] Misch C. (2005) Contemporary Implant Dentistry. 3rd ed . St. Louis. Missouri : Mosby. : p. 27- 628.
- [5] Gahleitner A, Monov G. (2004). Assessment of Bone Quality : Technique, Procedures, and Limitation. In: Watzek G, editor. Implants in Qualitatively Compromised Bone, New Malden: Quintessence Publishing C.Ltd : p. 55-67.
- [6] Powers JM, Sakaguchi RL. (2006) Craig's Restorative Dental Material.(12th ed). St Louis: Mosby Elsevier : p.556-562.
- [7] Dewi RS, Susanti L, Soekanto S.(2009) Immediate Loading Implant: Clinical and Radiographic Evaluation. Presented at the meeting of FDI, Bali, November.
- [8] National Institutes of health consensus developments conference statement on dental implant, J Dent Educ 52:686-691. 1998.
- [9] Arase H, Shimogoryo T, Kimura M, Oda Y, Yamane K. (2001 June 30 to July 2) Histologic Evaluation of a New HA-Coated Implant. Proceedings of 5th World Congress for Oral Implanology: Biomechanics and Tissue Engineering.; Tokyo. Japan.p.92-193.
- [10] Choi K. (2007) Osstem Implan Sistem: Korea; Osstem Implan Co Ltd;; p. 480-483.
- [11] Navia J M. (1977) Animal Model in Dental Research. The University of Alabama : p. 363-388.
- [12] Ankel S. (2000) An Introduction Primata Anatomy. (2nd ed.) Academic Press. San Diego : p.191-246.

- [13] Bennet T, Abee C, Henricson R., (1995) Nonhuman primatas In Biomedical Research, Biology and. Academic Press San Diego : p. 53-57.
- [14] Wolfe S, Coote. (1999) The Laboratory Primata. Elsevier Academic Press. San Diego : p.34-36.
- [15] <http://www.osstell.com/about-osstell.aspx>
- [16] Manual book *Osstell Mentor*
- [17] <http://www.osstell.com/products.aspx>
- [18] I. Lee, G. H. Yoon, J. Park, S. Seok, K. Chun, K. Lee, Development and analysis of the vertical capacitive accelerometer, Sensors and Actuators A 119 (2005) 8-18
- [19] F. Chollet, H. Liu, A (not so) short introduction to MEMS (<http://memscyclopedia.org/introMEMS.html> (18.2.2008))
- [20] Freescale Semiconductor MMA7455L 3-Axis
- [21] BASIC Stamp 2sx Manual

DAFTAR PUSTAKA

- I. Lee, G. H. Yoon, J. Park, S. Seok, K. Chun, K. Lee, Development and analysis of the vertical capacitive accelerometer, *Sensors and Actuators A* 119 (2005) 8-18
- F. Chollet, H. Liu, A (not so) short introduction to MEMS (<http://memscyclopedia.org/introMEMS.html> (18.2.2008))
- Ferracare JL. (2001). *Material in Dentistry, Principles and Application*. 2nd ed. Lippincott William & Willkin : p. 310-315.
- Lemons JE. (2001 June 30 to July 2) *Dental Implant : The Next Decades. Proceedings of 5th World Congress for Oral Implanology: Biomechanics and Tissue Engineering ; Tokyo. Japan.* p. 2-4.
- Misch C. (2005) *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed . St. Louis. Missouri : Mosby. : p. 27- 628.
- Powers JM, Sakaguchi RL. (2006) *Craig's Restorative Dental Material*.(12th ed). St Louis: Mosby Elsevier : p.556-562.
- Dewi RS, Susanti L, Soekanto S.(2009) *Immediate Loading Implant: Clinical and Radiographic Evaluation*. Presented at the meeting of FDI, Bali, November.
- National Institutes of health consensus developments conference statement on dental implant, *J Dent Educ* 52:686-691. 1998.
- Navia J M. (1977) *Animal Model in Dental Research*. The University of Alabama : p. 363-388.
- Ankel S. (2000) *An Introduction Primata Anatomy*. (2nd ed.) Academic Press. San Diego : p.191-246.
- Bennet T, Abee C, Henricson R., (1995) *Nonhuman primatas In Biomedical Research, Biology and*. Academic Press San Diego : p. 53-57.
- Wolfe S, Coote. (1999) *The Laboratory Primata*. Elsevier Academic Press. San Diego : p.34-36.

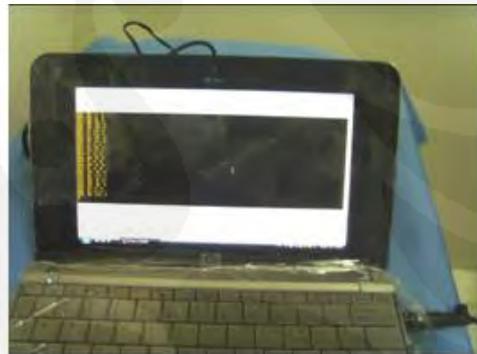


LAMPIRAN 1

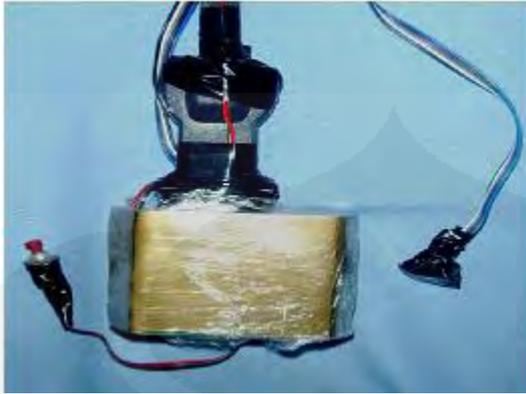
- **Proses pemasangan implan gigi**



- **Proses pengujian menggunakan *Low Resonance Frequency Analyzer***



- ***Alat Low Resonance Frequency Analyzer***



- ***Alat Osstell Mentor***





LAMPIRAN 2

- **Data Hasil Pengujian pada M1KI**

Data	Percepatan (8 bit) axis X									
	Hari Ke-1		Hari Ke-7		Hari Ke-14		Hari Ke-30		Hari Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
1	18	8	2	2	12	16	4	8	0	0
2	20	4	4	4	4	4	8	8	0	0
3	8	20	4	4	16	4	4	4	0	0
4	18	12	4	4	8	4	4	8	0	0
5	28	8	4	4	4	4	4	4	0	0
6	8	18	4	4	4	4	4	2	0	0
7	8	28	4	4	12	12	4	4	0	0
8	28	4	4	4	4	4	8	4	0	0
9	24	8	4	4	12	16	4	4	0	0
10	8	24	4	4	12	12	8	4	0	0
11	12	20	2	4	4	4	4	4	0	0
12	24	8	4	2	16	16	4	2	0	0
13	4	18	4	4	12	4	4	4	0	0
14	16	20	2	4	16	4	4	8	0	0
15	26	8	8	4	16	4	4	2	0	0
16	2	16	4	4	4	4	4	4	0	0
17	16	32	2	4	12	4	8	32	0	0
18	24	4	4	2	16	12	4	4	0	0
19	2	16	4	4	8	4	4	4	0	0
20	20	24	4	2	8	16	8	4	0	0
21	24	20	4	32	16	12	4	2	0	0
22	32	8	4	4	12	4	4	4	0	0
23	20	24	4	30	12	4	8	4	0	0
24	16	24	8	4	8	12	4	8	0	0
25	32	4	4	4	8	8	8	4	0	0
26	26	4	2	4	8	16	4	4	0	0
27	28	26	4	4	16	4	8	8	0	0
28	34	2	4	2	16	12	4	4	0	0
29	2	16	8	2	4	4	8	4	0	0
30	24	28	4	32	8	16	8	4	0	0
31	18	32	4	2	16	16	4	2	0	0
32	4	28	4	4	4	8	4	8	0	0
33	24	20	8	32	8	8	4	4	0	0
34	16	30	4	4	4	16	4	2	0	0

35	8	28	8	8	8	12	4	8	0	0
36	20	12	2	4	12	16	4	4	0	0
37	16	2	4	4	4	16	8	8	0	0
38	16	26	4	4	12	8	8	8	0	0
39	18	12	2	4	12	12	4	4	0	0
40	34	8	4	4	12	16	4	8	0	0
41	16	26	4	4	12	12	8	4	0	0
42	16	16	2	4	4	4	4	4	0	0
43	20	8	4	4	8	16	4	8	0	0
44	20	4	4	2	4	16	4	8	0	0
45	8	28	32	4	8	8	4	8	0	0
46	8	16	4	8	8	8	4	8	0	0
47	26	8	2	4	8	8	4	4	0	0
48	8	20	4	4	4	4	8	4	0	0
49	12	18	4	8	4	12	4	4	0	0
50	24	16	32	4	8	8	4	4	0	0
51	4	18	8	4	4	8	8	8	0	0
52	20	24	8	2	4	4	4	4	0	0
53	28	4	4	4	8	12	4	4	0	0
54	26	12	4	4	12	16	32	8	0	0
55	24	28	2	4	4	16	4	4	0	0
56	16	16	2	4	0	12	4	8	0	0
57	2	16	4	2	0	12	4	8	0	0
58	30	18	4	4	0	12	8	4	0	0
59	8	20	4	2	0	0	4	8	0	0
60	20	4	8	4	0	0	2	0	0	0
61	30	16	4	4	0	0	4	0	0	0
62	24	32	4	2	0	0	4	0	0	0
63	16	4	4	4	0	0	8	0	0	0
64	4	16	2	4	0	0	4	0	0	0

- **Data Hasil Pengujian pada M3KI**

Data	Percepatan (8 bit) axis X									
	Hari Ke-1		Hari Ke-7		Hari Ke-14		Hari Ke-30		Hari Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
1	28	48	2	32	24	18	8	12	12	8
2	50	34	2	32	18	20	8	8	12	4
3	56	58	32	2	20	12	4	4	4	8
4	16	4	4	2	20	18	4	8	2	8
5	52	36	32	32	20	8	4	4	12	4
6	4	4	32	4	20	20	8	8	8	8
7	8	4	32	4	20	18	4	8	8	8
8	20	36	2	2	20	20	4	12	8	4
9	8	4	2	2	20	16	4	4	4	8
10	56	8	2	2	20	20	12	4	4	8
11	16	40	30	32	20	18	4	4	8	4
12	52	4	2	4	24	18	4	8	4	8
13	52	56	4	32	20	18	4	8	4	12
14	20	36	4	4	24	16	8	4	4	12
15	52	48	4	32	18	24	4	4	2	8
16	4	58	2	32	20	20	8	4	12	8
17	20	16	4	2	16	20	8	4	8	8
18	8	40	4	2	20	24	8	8	12	8
19	4	4	32	32	24	18	4	4	12	8
20	44	4	2	32	18	20	4	8	12	8
21	16	20	4	2	24	16	4	8	12	4
22	58	4	2	32	20	16	8	8	12	16
23	44	58	2	2	20	18	4	4	12	0
24	36	24	4	4	26	20	8	4	4	0
25	60	52	2	4	20	20	4	8	2	0
26	4	52	4	32	20	20	4	4	8	0
27	36	8	2	4	18	20	4	4	4	0
28	4	56	2	2	20	16	8	8	4	0
29	4	4	2	2	18	20	8	8	12	0
30	36	24	4	2	20	16	32	4	12	0
31	4	52	2	2	20	12	16	4	8	0
32	8	4	30	32	18	20	8	4	8	0
33	36	28	4	4	24	20	12	4	2	0
34	4	4	4	32	24	20	8	8	2	0

35	56	32	2	2	20	0	4	4	4	0
36	36	44	4	2	20	0	4	4	0	0
37	40	8	32	32	18	0	4	8	0	0
38	58	62	4	32	20	0	8	8	0	0
39	8	44	2	30	16	0	4	12	0	0
40	44	32	32	4	24	0	8	4	0	0
41	4	60	4	2	20	0	8	4	0	0
42	12	4	4	4	26	0	12	4	0	0
43	28	8	2	32	24	0	8	8	0	0
44	4	16	4	2	20	0	4	4	0	0
45	52	4	32	4	24	0	4	4	0	0
46	24	40	2	32	18	0	8	8	0	0
47	52	8	4	32	20	0	4	4	0	0
48	56	4	2	2	20	0	8	8	0	0
49	4	36	2	32	18	0	8	4	0	0
50	52	4	2	32	24	0	8	8	0	0
51	4	60	32	30	18	0	4	4	0	0
52	4	34	2	32	26	0	8	8	0	0
53	60	48	4	2	24	0	4	8	0	0
54	4	58	2	32	20	0	8	8	0	0
55	16	8	4	2	18	0	4	4	0	0
56	8	50	32	2	18	0	4	8	0	0
57	2	4	2	2	20	0	8	8	0	0
58	56	12	2	4	20	0	8	8	0	0
59	4	8	32	32	0	0	0	4	0	0
60	4	4	32	2	0	0	0	4	0	0
61	50	8	2	2	0	0	0	8	0	0
62	16	8	2	2	0	0	0	8	0	0
63	60	2	2	4	0	0	0	8	0	0
64	44	52	32	4	0	0	0	12	0	0

- **Data Hasil Pengujian pada M3KA**

Data	Percepatan (8 bit) axis X									
	Hari Ke-1		Hari Ke-7		Hari Ke-14		Hari Ke-30		Hari Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
1	24	26	36	36	4	2	8	8	0	0
2	26	4	28	34	4	2	8	24	0	0
3	36	8	34	32	8	4	16	16	0	0
4	4	28	36	34	8	4	16	24	0	0
5	28	34	28	28	2	2	24	20	0	0
6	36	8	28	36	8	8	16	8	0	0
7	4	36	28	28	4	2	20	20	0	0
8	32	34	20	40	12	4	8	8	0	0
9	26	12	36	28	2	8	16	8	0	0
10	36	2	32	36	4	4	16	16	0	0
11	12	26	36	32	4	4	24	8	0	0
12	34	16	36	36	4	4	16	16	0	0
13	26	32	36	24	4	2	16	8	0	0
14	8	36	36	36	8	4	8	24	0	0
15	4	28	32	28	2	4	16	8	0	0
16	36	8	32	36	2	4	16	20	0	0
17	32	36	24	28	4	4	16	24	0	0
18	12	28	28	36	2	2	8	4	0	0
19	4	24	34	32	4	8	16	20	0	0
20	28	32	34	34	8	8	8	16	0	0
21	24	36	36	28	2	4	8	20	0	0
22	8	4	32	36	4	8	24	8	0	0
23	32	32	34	32	4	8	16	20	0	0
24	24	36	24	36	4	4	16	8	0	0
25	20	32	32	34	8	2	16	20	0	0
26	16	28	34	36	4	2	20	8	0	0
27	40	28	34	28	8	4	8	8	0	0
28	32	36	36	24	4	2	16	16	0	0
29	4	8	34	34	4	4	20	8	0	0
30	30	36	36	34	4	2	16	8	0	0
31	36	34	36	36	4	2	8	8	0	0
32	32	8	32	28	4	8	16	20	0	0
33	28	36	28	34	4	4	16	8	0	0
34	26	24	24	32	4	8	36	16	0	0

35	36	12	34	28	4	8	20	20	0	0
36	4	4	28	32	4	4	4	16	0	0
37	34	24	36	34	2	4	20	8	0	0
38	26	28	34	28	8	8	8	8	0	0
39	34	28	34	36	4	2	20	16	0	0
40	8	40	36	32	0	4	8	16	0	0
41	36	30	28	34	0	2	20	20	0	0
42	24	16	34	20	0	4	8	20	0	0
43	34	30	24	34	0	4	16	8	0	0
44	4	30	32	32	0	32	8	8	0	0
45	36	16	32	36	0	4	8	20	0	0
46	26	28	28	32	0	4	16	8	0	0
47	16	36	32	34	0	0	8	20	0	0
48	32	2	34	24	0	0	16	16	0	0
49	40	28	34	34	0	0	8	16	0	0
50	28	36	34	32	0	0	24	8	0	0
51	16	2	32	36	0	0	8	20	0	0
52	28	4	34	28	0	0	16	16	0	0
53	36	24	28	40	0	0	8	20	0	0
54	16	36	34	32	0	0	24	20	0	0
55	24	4	34	36	0	0	20	8	0	0
56	30	4	34	28	0	0	16	8	0	0
57	32	26	34	32	0	0	8	8	0	0
58	16	36	34	36	0	0	8	16	0	0
59	24	8	34	36	0	0	16	8	0	0
60	24	36	32	24	0	0	8	20	0	0
61	4	24	34	36	0	0	24	0	0	0
62	12	32	32	32	0	0	8	0	0	0
63	36	4	34	34	0	0	24	0	0	0
64	26	36	34	36	0	0	8	0	0	0

- **Data Hasil Pengujian pada P2KI**

Data	Percepatan (8 bit) axis X									
	Hari Ke-1		Hari Ke-7		Hari Ke-14		Hari Ke-30		Hari Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
1	14	2	4	8	26	26	4	8	4	8
2	4	26	8	4	20	20	8	16	36	8
3	8	2	4	4	20	20	12	4	8	48
4	8	2	4	4	30	28	4	12	8	24
5	4	32	12	12	20	24	4	4	34	16
6	20	14	12	4	20	20	16	8	8	8
7	4	4	4	4	26	26	16	12	16	26
8	16	26	4	4	20	20	12	16	40	16
9	2	16	4	4	26	28	4	4	16	12
10	2	12	4	8	24	26	12	12	4	30
11	4	24	4	4	20	20	12	12	18	34
12	28	4	4	8	28	28	16	16	16	16
13	28	12	4	8	24	24	8	12	20	36
14	16	4	4	16	26	28	16	8	8	26
15	2	4	16	8	28	20	8	12	12	34
16	24	16	12	4	30	24	8	12	8	36
17	4	8	4	8	26	24	12	8	18	12
18	8	12	4	4	20	20	4	8	36	40
19	4	14	8	8	26	26	8	4	4	8
20	4	4	4	8	24	24	8	16	34	4
21	12	8	8	12	24	28	4	12	36	40
22	8	16	8	4	26	26	16	16	20	18
23	16	8	4	4	20	24	8	4	36	4
24	4	4	4	16	28	28	4	4	4	30
25	8	16	4	12	26	24	16	12	30	32
26	12	2	4	4	32	20	16	4	26	4
27	4	26	8	8	20	20	4	4	12	4
28	12	4	4	4	24	20	12	12	40	28
29	20	16	4	8	28	26	16	8	32	8
30	4	28	8	4	24	20	16	16	36	4
31	8	16	4	4	30	28	8	12	36	44
32	2	4	12	4	24	28	16	8	2	16
33	26	30	12	16	28	24	8	4	40	2
34	8	2	4	12	26	24	8	4	12	36

35	2	4	8	12	28	20	16	4	8	12
36	26	24	4	8	30	30	12	8	12	24
37	2	14	4	8	20	20	4	4	18	16
38	8	8	4	16	26	24	12	12	8	36
39	20	20	4	8	20	24	12	8	16	8
40	30	4	8	4	20	28	12	4	36	4
41	4	8	8	4	24	26	8	4	8	40
42	4	8	4	4	24	24	16	8	28	0
43	18	4	4	4	26	28	8	4	40	0
44	10	4	8	4	26	20	12	12	26	0
45	8	18	2	4	26	24	4	12	20	0
46	20	8	8	4	24	20	8	8	4	0
47	4	14	4	4	24	20	16	12	24	0
48	16	24	4	8	20	28	12	12	4	0
49	16	8	8	16	20	20	8	0	16	0
50	8	14	8	8	28	28	12	0	40	0
51	8	4	8	4	20	24	4	0	0	0
52	4	4	8	4	28	26	4	0	0	0
53	18	16	8	12	30	28	0	0	0	0
54	8	32	8	16	20	26	0	0	0	0
55	16	4	8	4	26	24	0	0	0	0
56	20	12	8	8	24	30	0	0	0	0
57	4	32	8	8	26	26	0	0	0	0
58	8	26	4	8	20	26	0	0	0	0
59	32	8	4	12	26	26	0	0	0	0
60	26	2	8	4	26	20	0	0	0	0
61	4	32	4	8	20	26	0	0	0	0
62	14	2	8	4	28	20	0	0	0	0
63	24	4	4	8	24	24	0	0	0	0
64	16	4	4	2	26	24	0	0	0	0

- **Data Hasil Pengujian pada P2KA**

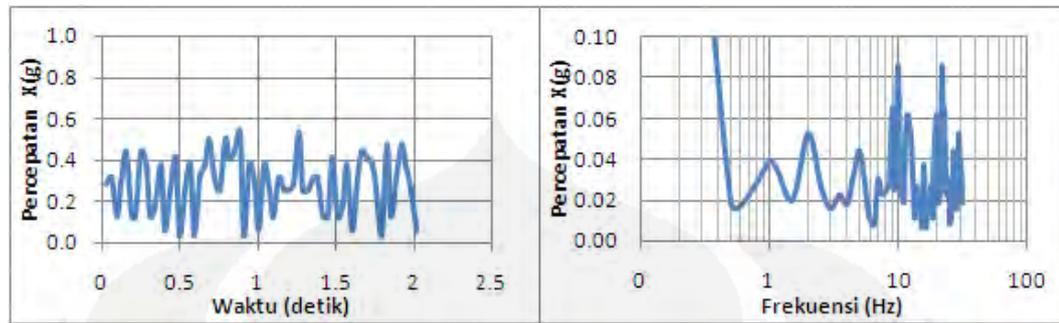
Data	Percepatan (8 bit) axis X									
	Hari Ke-1		Hari Ke-7		Hari Ke-14		Hari Ke-30		Hari Ke-90	
	1.1	1.2	2.1	2.2	3.1	3.2	4.1	4.2	5.1	5.2
1	4	12	24	28	8	8	4	4	34	36
2	20	28	28	32	12	8	4	8	34	36
3	36	40	32	28	8	16	8	8	36	34
4	4	52	32	36	8	8	4	4	34	40
5	16	8	32	34	8	18	4	8	36	40
6	24	32	24	28	4	12	8	8	36	36
7	44	48	28	28	16	12	8	8	34	34
8	44	50	28	28	8	4	8	12	36	36
9	16	16	20	36	8	18	8	8	36	36
10	16	24	28	34	4	12	4	8	36	32
11	48	4	24	28	12	18	4	4	36	32
12	48	44	36	24	12	8	4	8	34	36
13	20	20	24	28	12	12	4	4	40	34
14	8	50	28	34	4	12	12	4	36	36
15	4	8	34	28	12	18	4	8	36	36
16	36	48	32	36	8	16	4	8	36	36
17	32	8	34	28	8	16	8	12	34	36
18	50	52	24	34	18	12	4	4	36	36
19	12	44	28	28	8	8	12	8	36	34
20	40	32	24	34	12	18	4	8	36	36
21	34	8	20	28	8	8	8	12	40	36
22	50	52	32	32	12	18	4	4	36	36
23	4	40	28	32	8	8	8	8	34	34
24	40	36	36	32	4	12	8	8	36	36
25	8	16	24	36	16	12	8	12	36	36
26	50	52	32	28	8	18	12	12	36	34
27	12	40	28	28	16	16	4	8	34	34
28	40	36	32	28	8	16	8	12	36	34
29	12	16	28	34	12	8	12	12	36	36
30	50	52	34	28	8	8	8	4	34	36
31	8	36	20	28	12	12	12	4	34	34
32	40	36	34	24	12	8	8	8	32	36
33	4	16	28	34	8	16	8	8	34	36
34	16	4	32	32	16	16	4	12	34	36

35	34	32	16	32	4	18	4	4	34	36
36	40	44	24	24	12	12	8	8	36	36
37	50	52	32	28	8	12	8	8	34	36
38	4	8	32	32	16	12	8	12	36	34
39	32	32	24	32	8	18	4	4	36	36
40	50	44	28	4	12	16	8	12	36	34
41	50	50	28	36	4	16	16	8	36	34
42	20	16	32	28	4	8	4	12	36	34
43	8	20	34	28	16	8	8	8	36	36
44	4	8	24	32	8	18	12	12	36	34
45	44	50	24	34	16	12	4	8	34	36
46	24	20	24	20	8	20	4	12	36	36
47	50	48	32	32	12	8	4	8	34	36
48	8	8	36	24	8	12	4	4	34	34
49	48	48	28	34	4	8	12	8	34	36
50	16	8	28	28	8	18	12	8	36	34
51	50	52	34	28	4	16	4	4	36	36
52	12	44	28	28	18	16	8	16	34	36
53	40	34	32	36	12	20	4	4	36	36
54	16	8	32	28	8	4	4	4	36	36
55	50	52	32	32	12	20	8	12	34	34
56	4	40	24	32	16	8	12	4	34	40
57	36	34	34	34	16	20	8	12	40	34
58	12	12	28	36	18	16	12	4	34	34
59	48	52	34	34	8	18	4	8	36	34
60	16	40	24	24	12	8	8	8	34	40
61	34	40	34	32	8	12	4	8	36	34
62	12	16	24	32	4	16	8	4	34	40
63	52	4	32	34	12	16	4	8	36	34
64	12	36	28	34	14	20	8	8	34	34

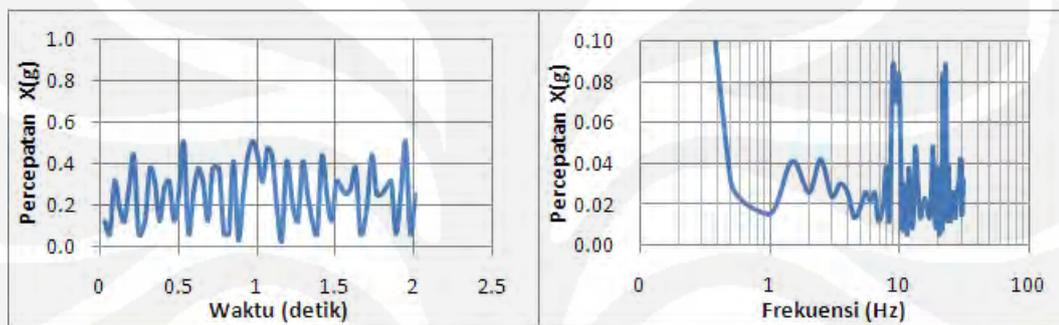


LAMPIRAN 3

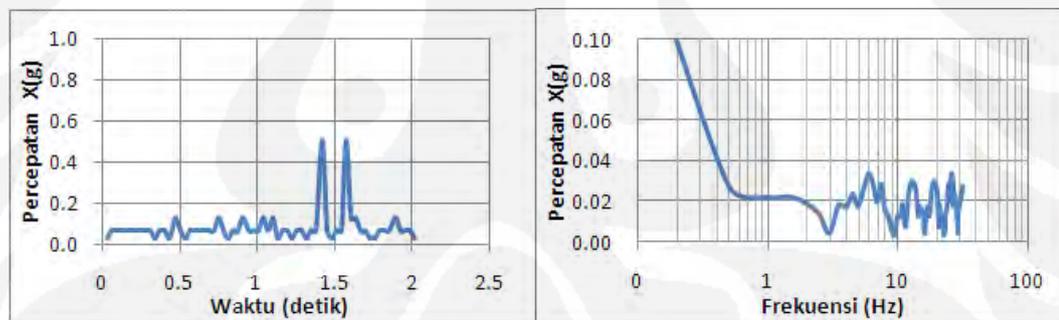
Grafik M1KI Hari Ke-1 (1.1)



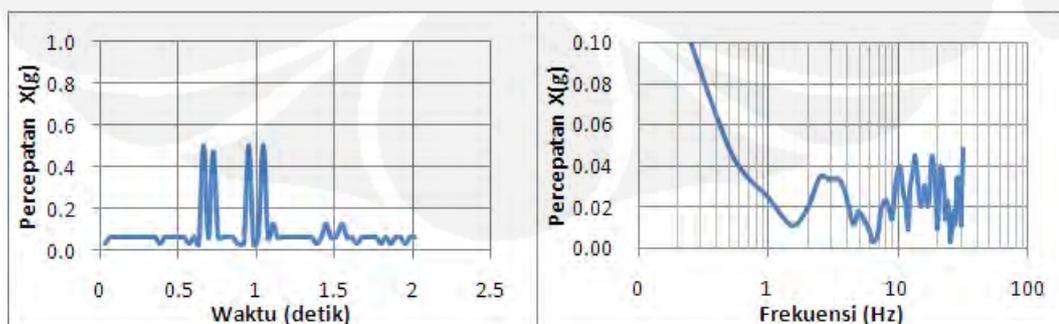
Grafik M1KI Hari Ke-1 (1.2)



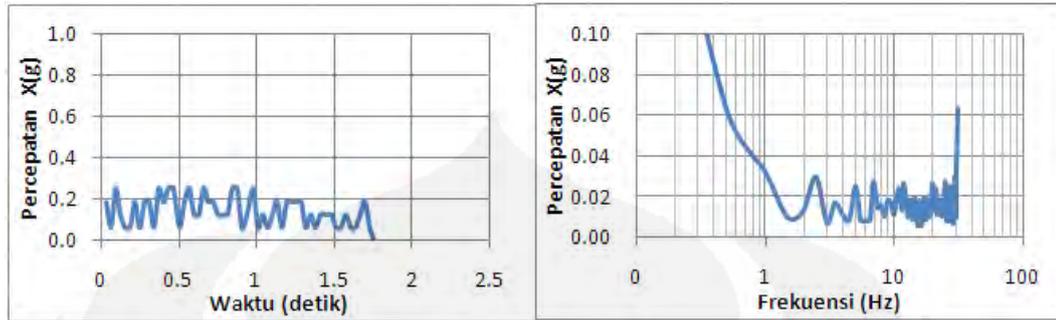
Grafik M1KI Hari Ke-7 (2.1)



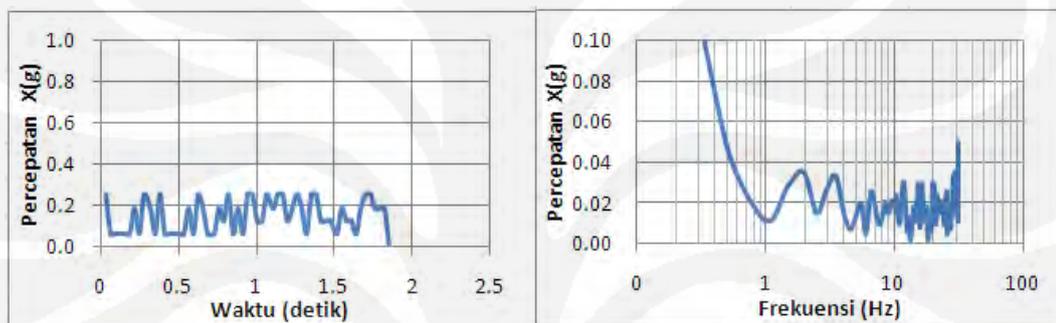
Grafik M1KI Hari Ke-7 (2.2)



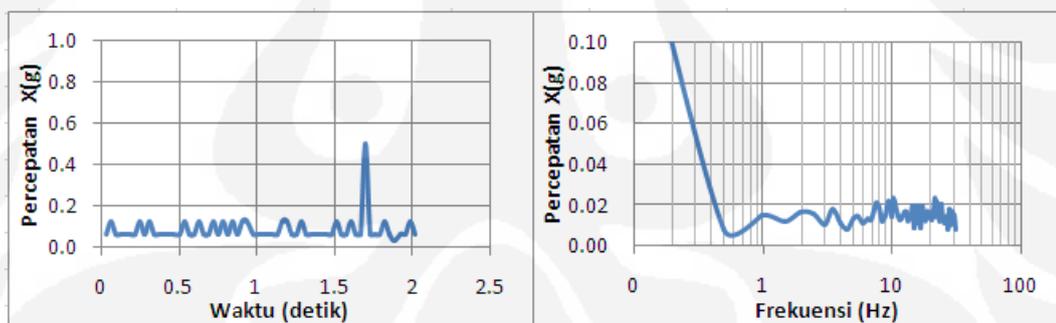
Grafik M1KI Hari Ke-14 (3.1)



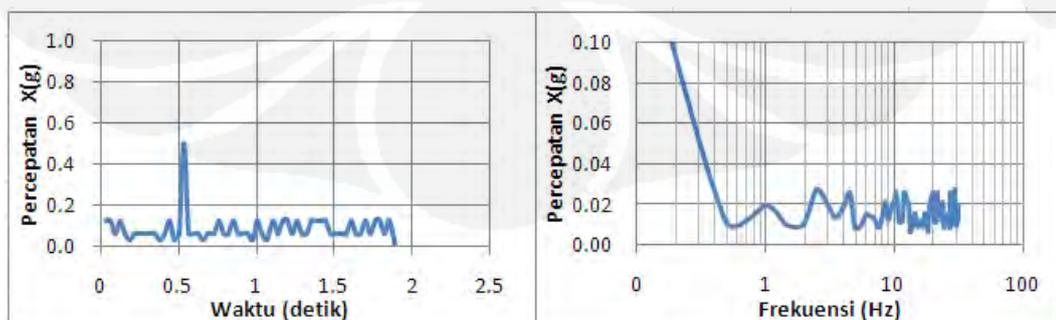
Grafik M1KI Hari Ke-14 (3.2)



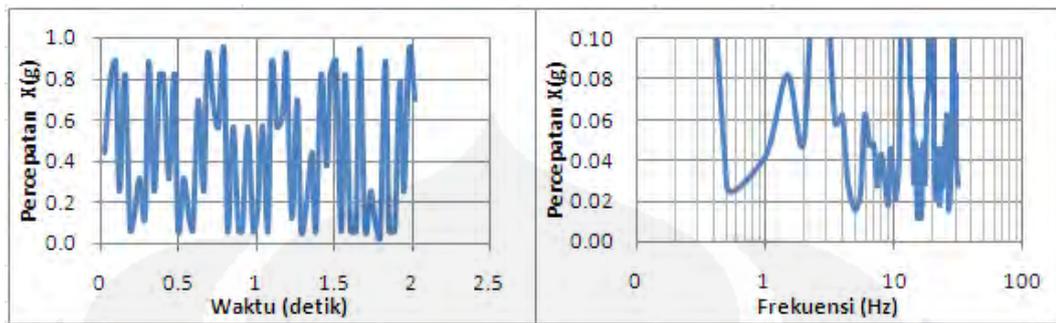
Grafik M1KI Hari Ke-30 (4.1)



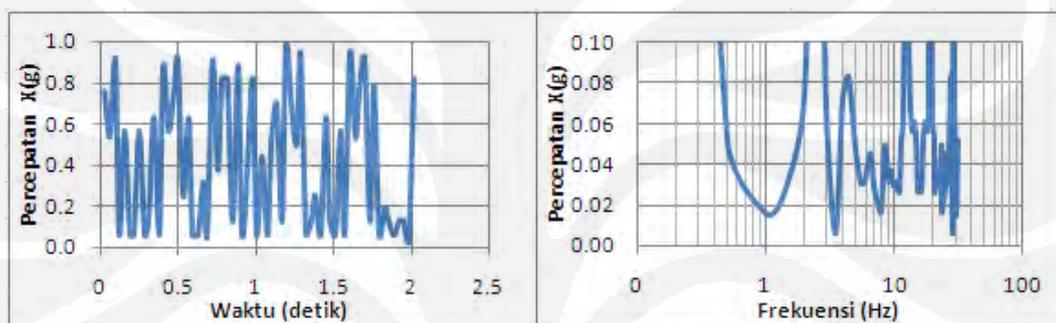
Grafik M1KI Hari Ke-30 (4.2)



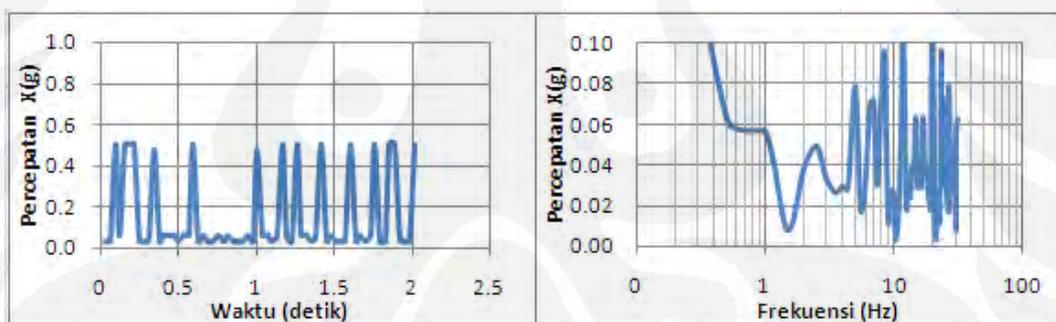
Grafik M3KI Hari Ke-1 (1.1)



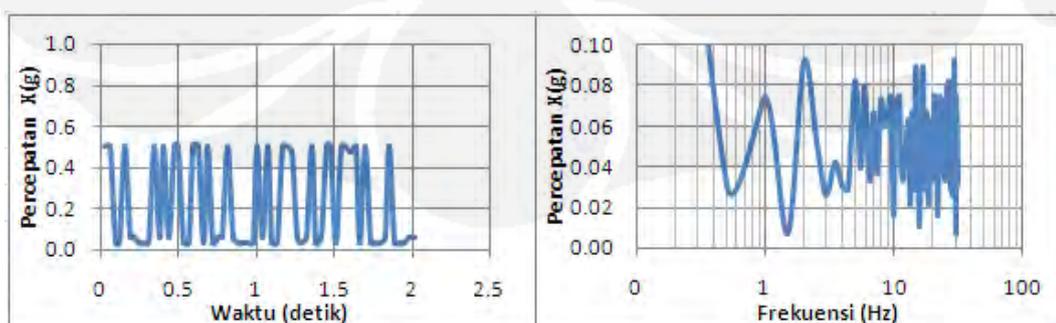
Grafik M3KI Hari Ke-1 (1.2)



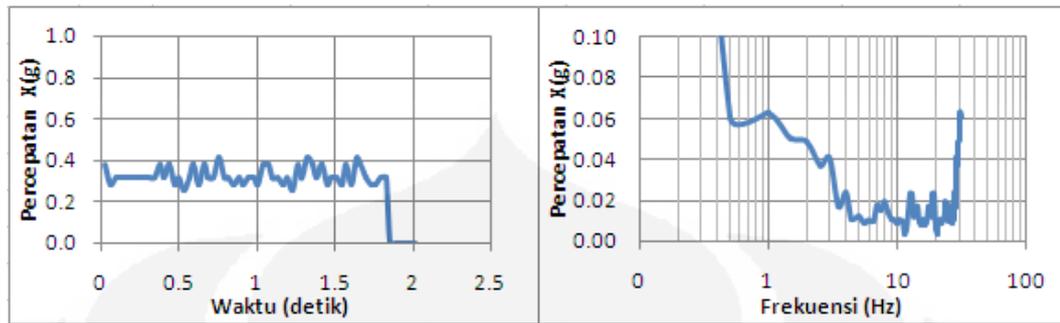
Grafik M3KI Hari Ke-7 (2.1)



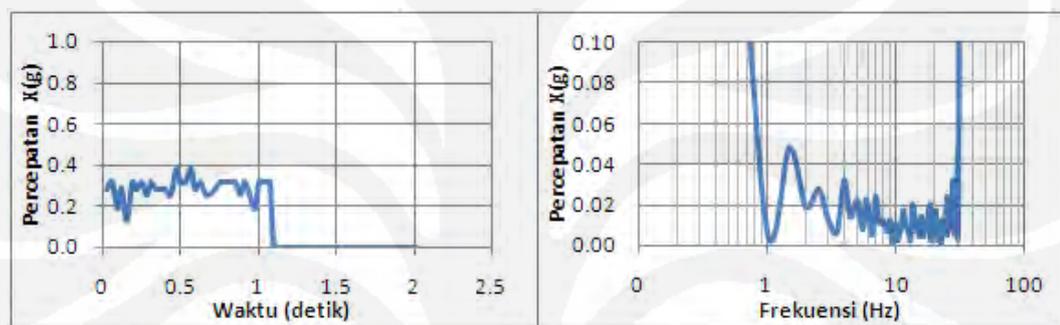
Grafik M3KI Hari Ke-7 (2.2)



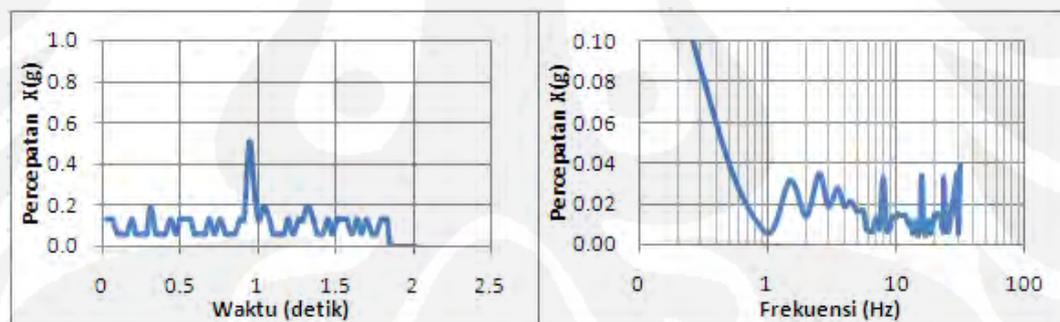
Grafik M3KI Hari Ke-14 (3.1)



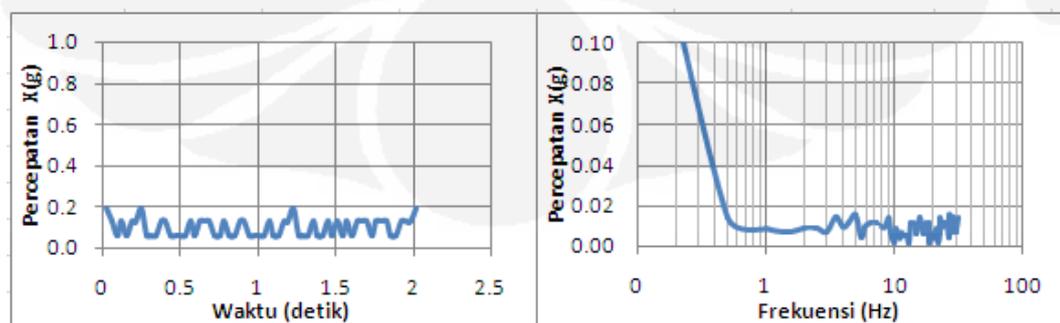
Grafik M3KI Hari Ke-14 (3.2)



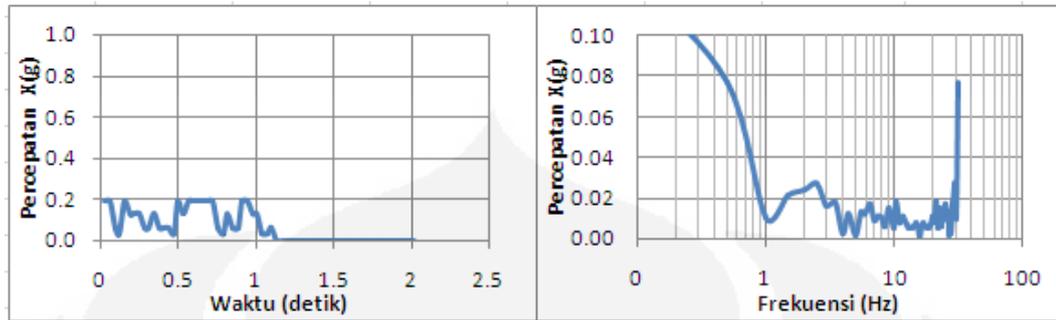
Grafik M3KI Hari Ke-30 (4.1)



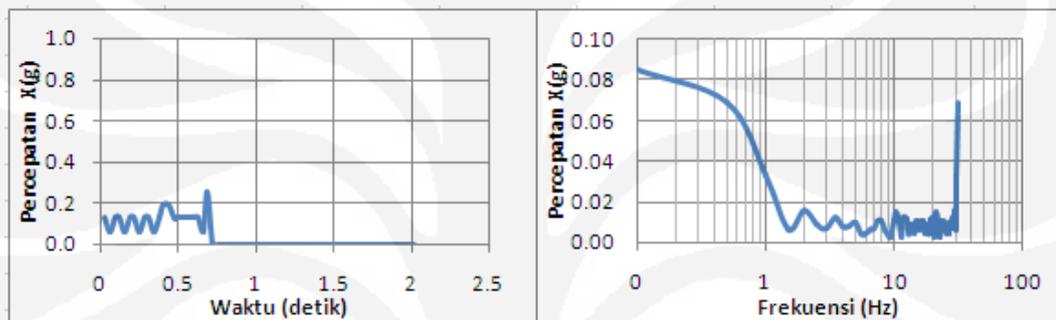
Grafik M3KI Hari Ke-30 (4.2)



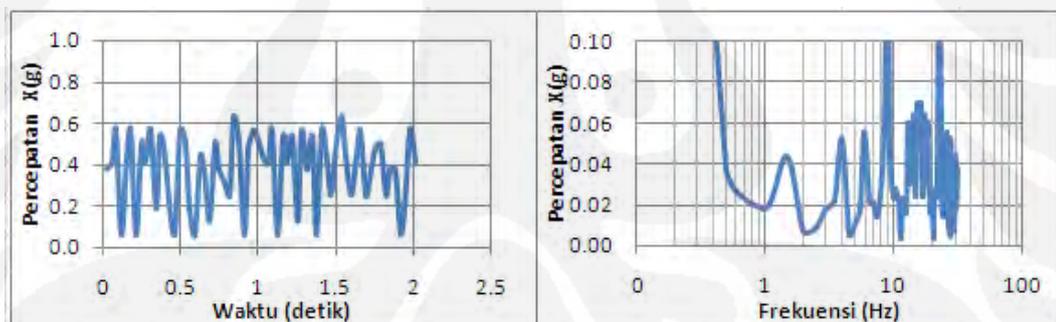
Grafik M3KI Hari Ke-90 (5.1)



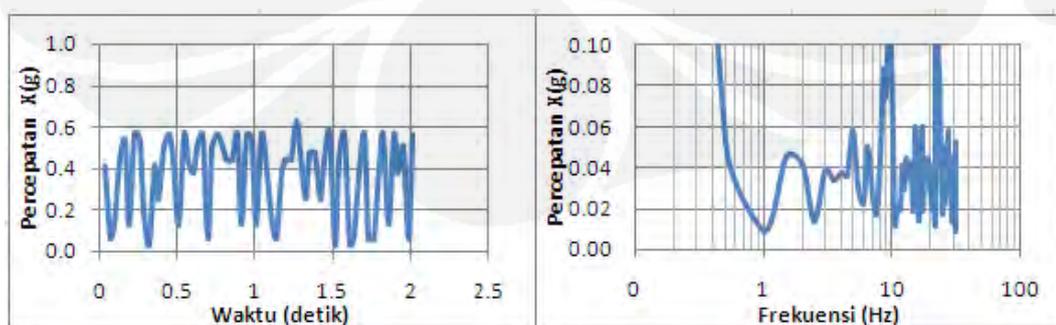
Grafik M3KI Hari Ke-90 (5.2)



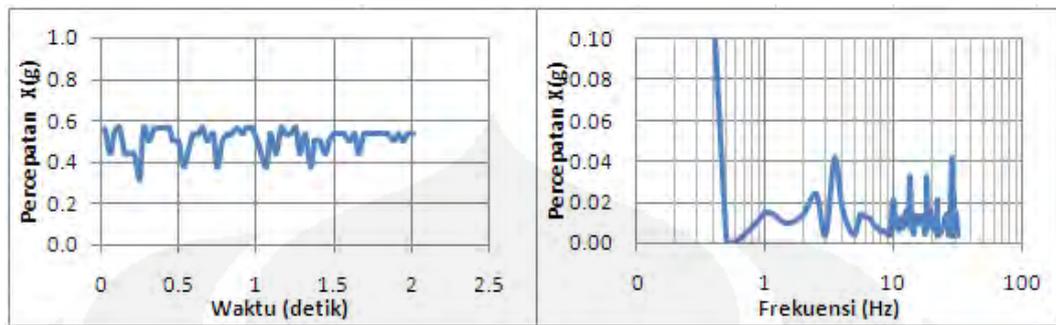
Grafik M3KA Hari Ke-1 (1.1)



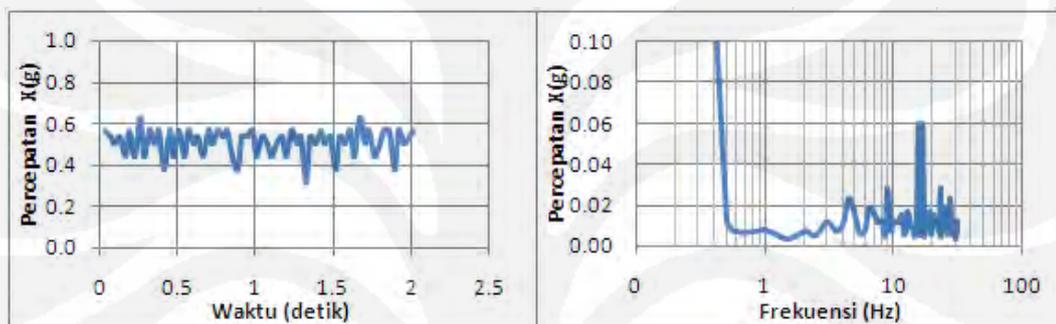
Grafik M3KA Hari Ke-1 (1.2)



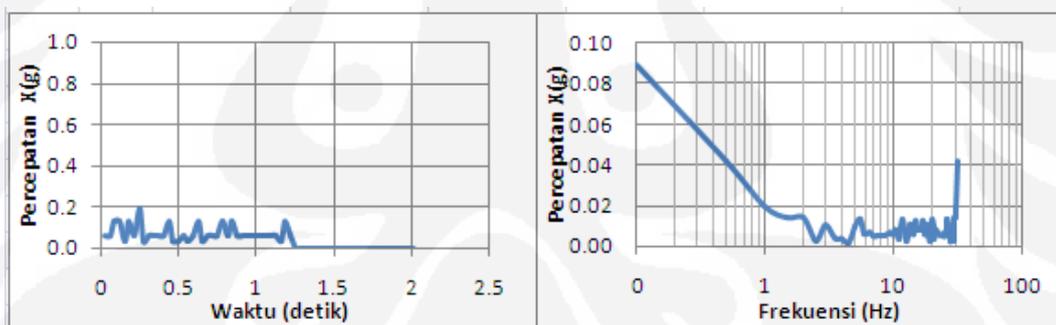
Grafik M3KA Hari Ke-7 (2.1)



Grafik M3KA Hari Ke-7 (2.2)



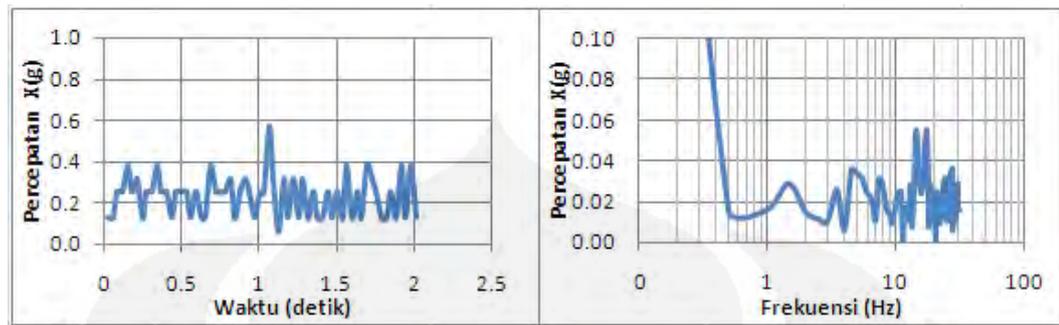
Grafik M3KA Hari Ke-14 (3.1)



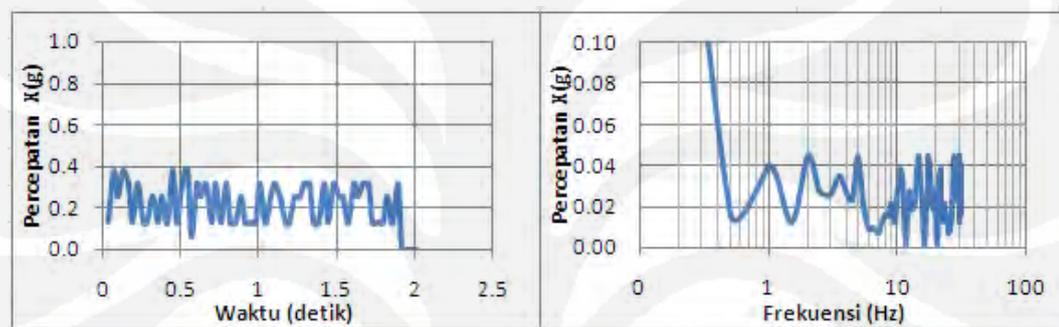
Grafik M3KA Hari Ke-14 (3.2)



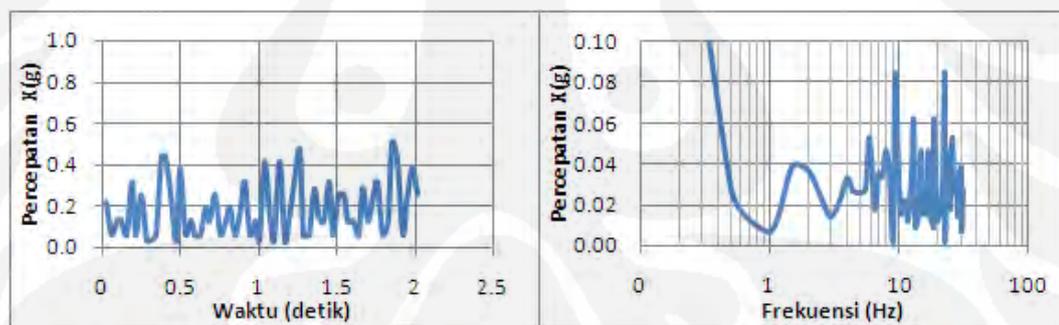
Grafik M3KA Hari Ke-30 (4.1)



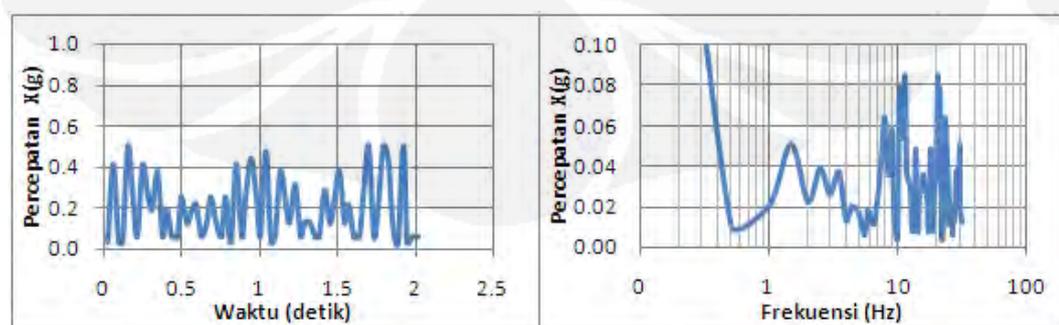
Grafik M3KA Hari Ke-30 (4.2)



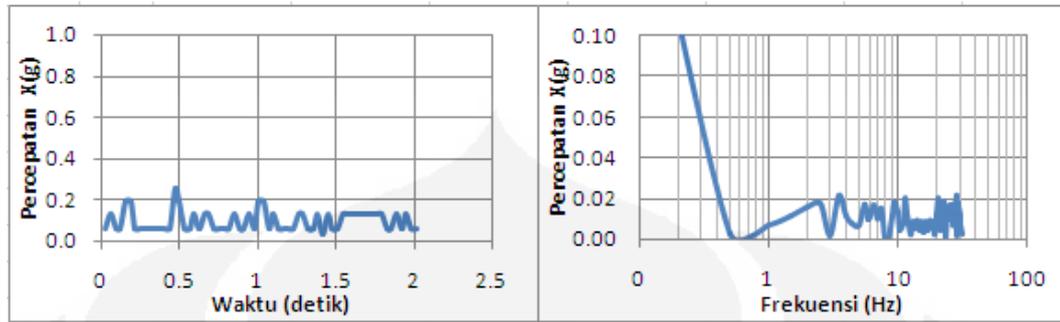
Grafik P2KI Hari Ke-1 (1.1)



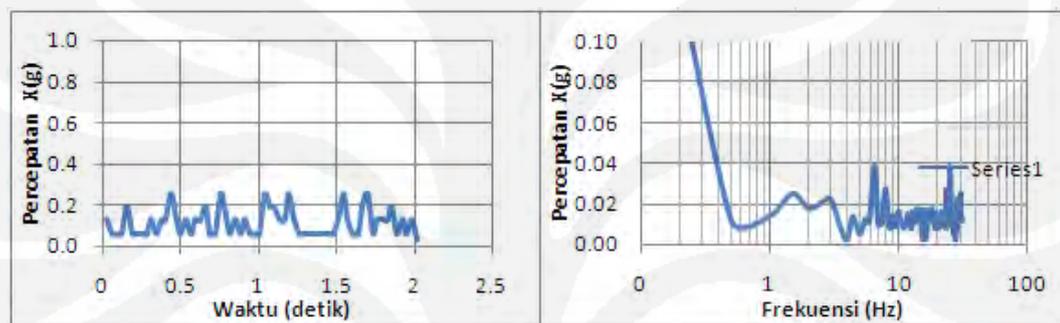
Grafik P2KI Hari Ke-1 (1.2)



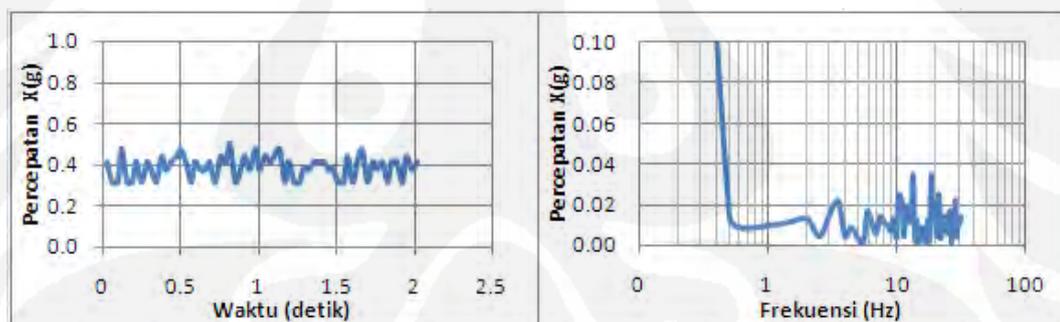
Grafik P2KI Hari Ke-7 (2.1)



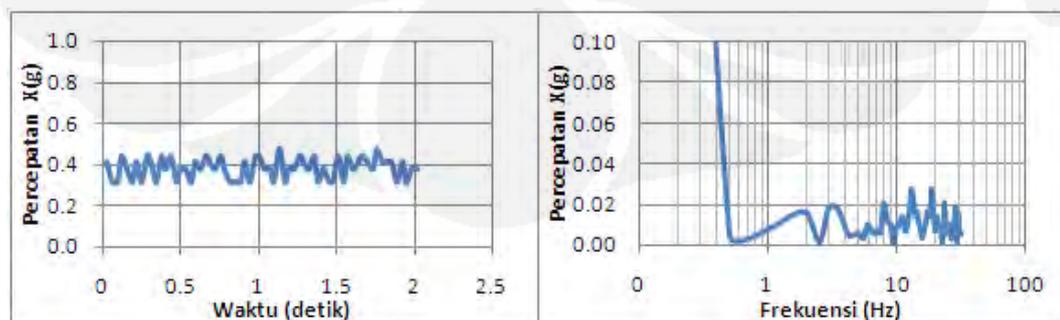
Grafik P2KI Hari Ke-7 (2.2)



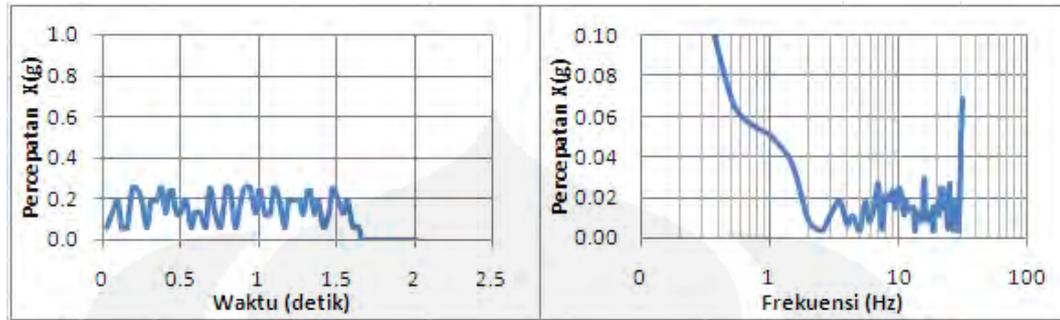
Grafik P2KI Hari Ke-14 (3.1)



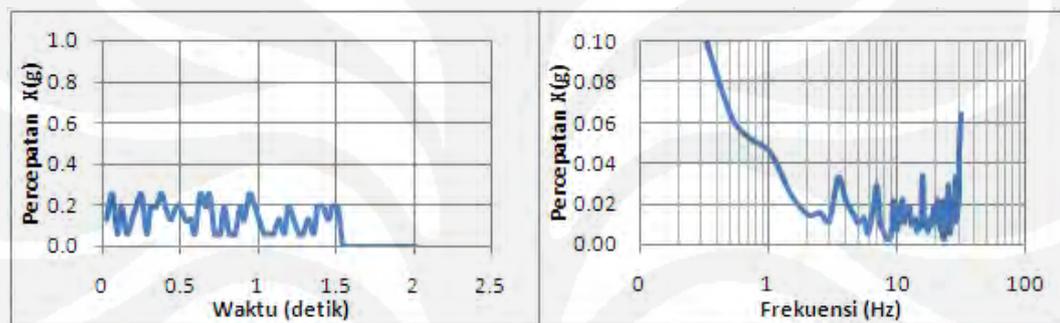
Grafik P2KI Hari Ke-14 (3.2)



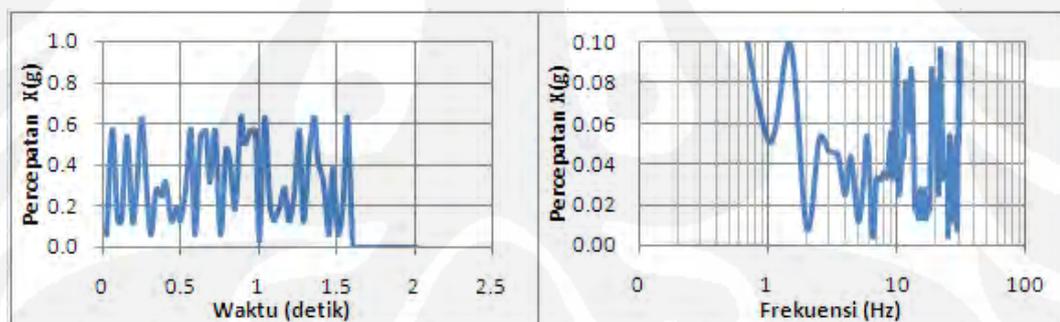
Grafik P2KI Hari Ke-30 (4.1)



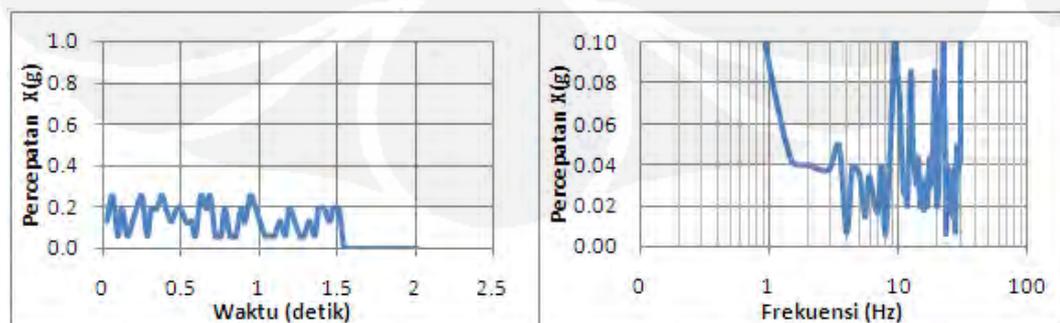
Grafik P2KI Hari Ke-30 (4.2)



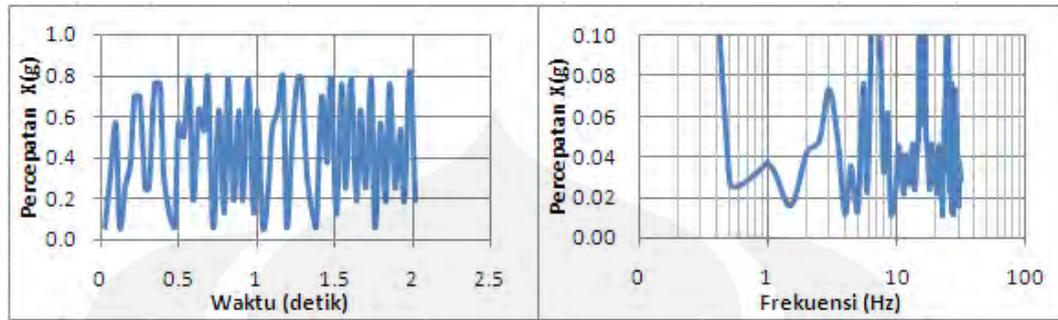
Grafik P2KI Hari Ke-90 (5.1)



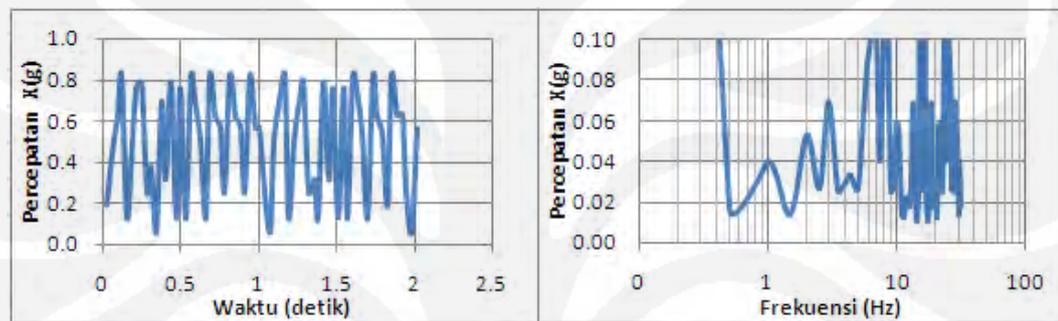
Grafik P2KI Hari Ke-90 (5.2)



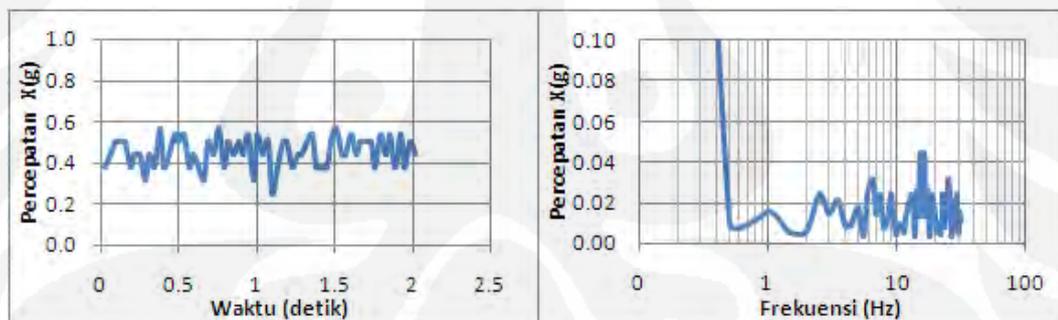
Grafik P2KA Hari Ke-1 (1.1)



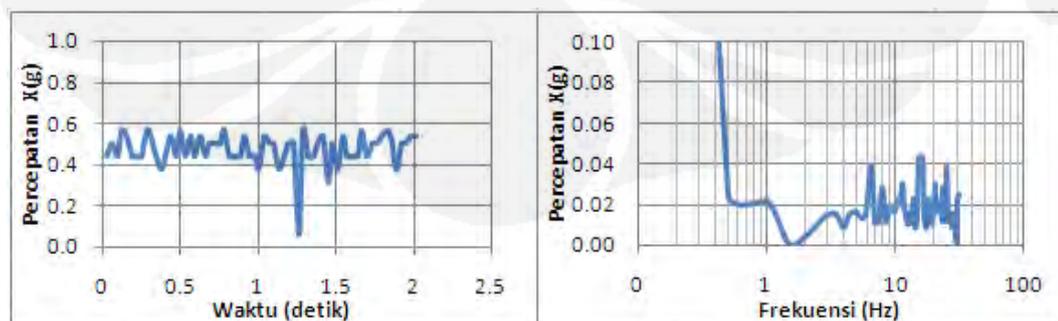
Grafik P2KA Hari Ke-1 (1.2)



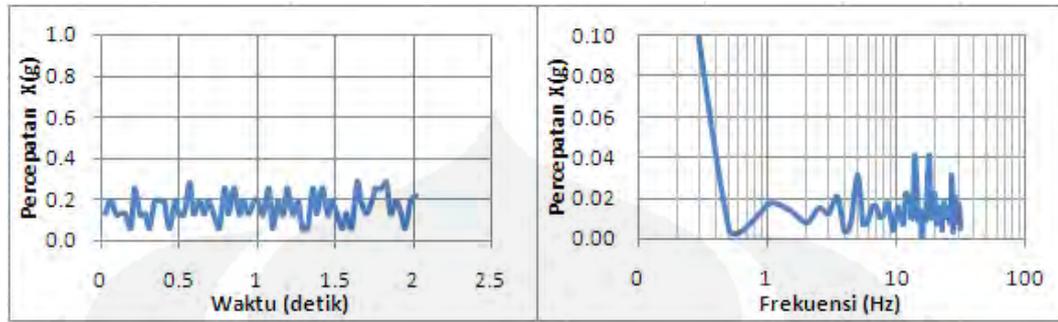
Grafik P2KA Hari Ke-7 (2.1)



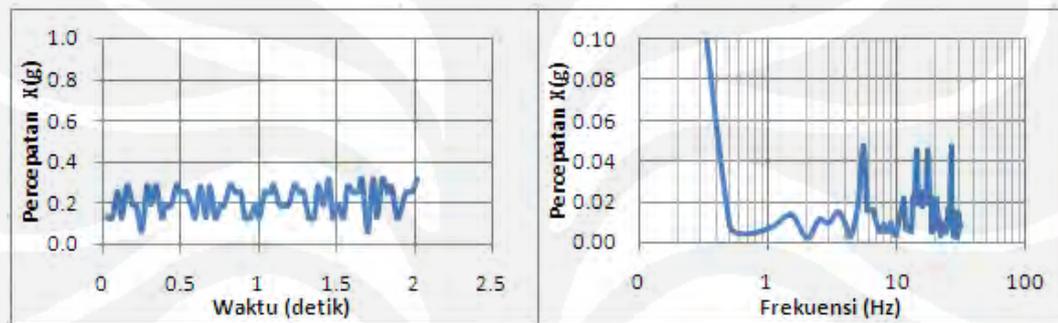
Grafik P2KA Hari Ke-7 (2.2)



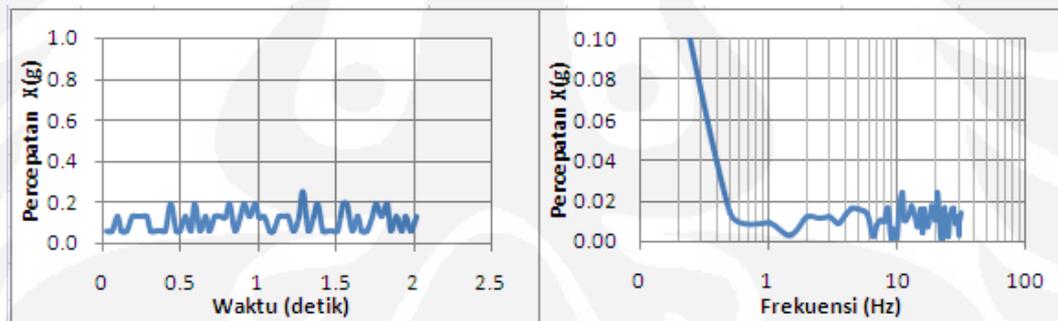
Grafik P2KA Hari Ke-14 (3.1)



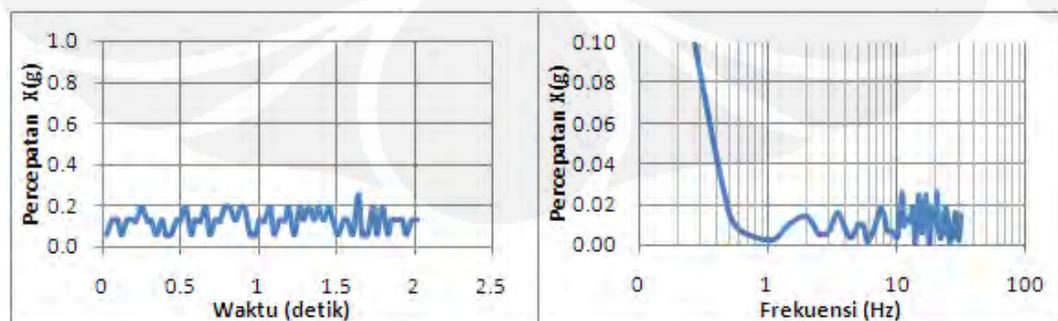
Grafik P2KA Hari Ke-14 (3.2)



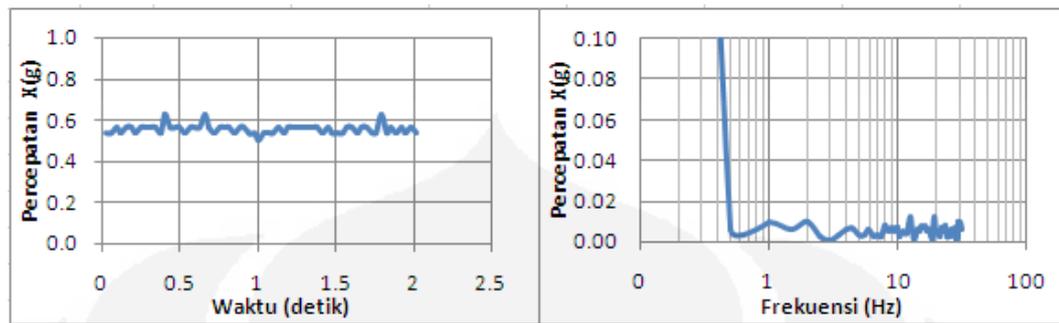
Grafik P2KA Hari Ke-30 (4.1)



Grafik P2KA Hari Ke-30 (4.2)



Grafik P2KA Hari Ke-90 (5.1)



Grafik P2KA Hari Ke-90 (5.2)

