



UNIVERSITAS INDONESIA



**DESAIN DAN ANALISIS SENSITIVITAS BIOSENSOR
BERSKALA ATTOGRAM BERBASIS MIKROKANTILEVER**

TESIS

**HIMMA FIRDAUS
0906577936**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM MAGISTER TEKNIK ELEKTRO
DEPOK
JULI 2011**



UNIVERSITAS INDONESIA

**DESAIN DAN ANALISIS SENSITIVITAS BIOSENSOR
BERSKALA ATTOGRAM BERBASIS MIKROKANTILEVER**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Teknik

**HIMMA FIRDAUS
0906577936**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
KEKHUSUSAN DIVAIS ELEKTRONIKA
DEPOK
JULI 2011**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS

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

Nama : Himma Firdaus

NPM : 0906577936

Tanda Tangan :



Tanggal : 8 Juli 2011



HALAMAN PENGESAHAN

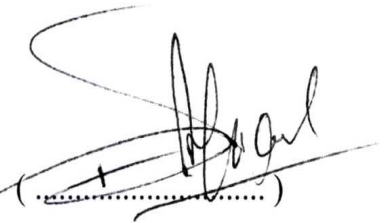
Tesis ini diajukan oleh :

Nama : Himma Firdaus
NPM : 0906577936
Program Studi : Magister Teknik Elektro
Judul Tesis : Desain dan Analisis Sensitivitas Biosensor
Berskala Attogram Berbasis Mikrokantilever

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Teknik pada Program Studi Magister Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia.

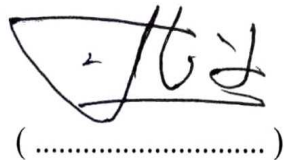
DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Prof. Dr. Ir. Djoko Hartanto, M.Sc



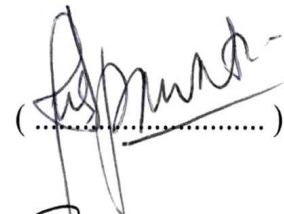
(.....)

Pembimbing II : Dr. Ratno Nuryadi



(.....)

Penguji : Prof. Dr. Ir. Nji Raden Poespawati



(.....)

Penguji : Dr. Ir. Purnomo Sidi Priambodo, M.Sc



(.....)

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 8 Juli 2011

UCAPAN TERIMA KASIH

Puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat kelulusan Magister Teknik di bidang Teknik Elektro. Saya sadar bahwa tanpa bantuan dari berbagai pihak, sejak awal masa perkuliahan hingga selesainya tesis ini banyak sekali halangan dan rintangan dalam menyelesaikan tesis ini. Seiring dengan terselesaikannya tesis ini, saya mengucapkan terima kasih yang sedalam-dalamnya kepada :

- (1) Prof. Dr. Ir. Djoko Hartanto, M.Sc selaku pembimbing utama yang telah menentukan dan menyetujui tesis dengan judul “ Desain dan Analisis Sensitivitas Biosensor Berskala Attogram Berbasis Mikrokantilever” dan membantu dalam perumusan konsep dan ide serta mendorong semangat hingga terlaksananya penulisan tesis ini;
- (2) Dr. Ratno Nuryadi selaku pembimbing penulisan yang membantu memberikan dukungan ide-ide dan konsep pemikiran serta mendorong semangat untuk menyelesaikan tahap demi tahap dalam riset “ *Dengue Virus Sensor* “ hingga terlaksananya penulisan tesis ini;
- (3) Dr. Ir. Purnomo S. Priambodo, M.Sc yang bersedia membantu untuk berdiskusi dan mengizinkan laboratorium elektronika Departemen Teknik Elektro Universitas Indonesia digunakan sebagai tempat riset serta ide dan bantuannya dalam moral dan riil dan selaku penguji;

Akhir kata saya berharap Tuhan Yang Maha Esa membalas segala kebaikan semua pihak yang membantu dalam pelaksanaan riset “*Dengue Virus Sensor*” ini. Semoga tesis ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu dalam bidang sensor dan devais di Universitas Indonesia pada masa yang akan datang.

Depok, 8 Juli 2011

Penulis

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

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

Nama : Himma Firdaus
NPM : 0906577936
Program Studi : Magister
Departemen : Teknik Elektro
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Tesis

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 :

**DESAIN DAN ANALISIS SENSITIVITAS BIOSENSOR
BERSKALA ATTOGRAM BERBASIS MIKROKANTILEVER**

Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmediakan/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tesis saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 8 Juli 2011

Yang menyatakan



(Himma Firdaus)

ABSTRAK

Nama : Himma Firdaus
Program Studi : Teknik Elektro
Judul : Desain dan Analisis Sensitivitas Biosensor Berskala Attogram Berbasis Mikrokantilever

Mikrokantilever merupakan divais berbasis *Microelectromechanical Systems* (MEMS) untuk mendeteksi zat atau partikel yang bermassa sangat kecil, seperti virus, bakteri, glukosa dan lain-lain. Sensor berbasis mikrokantilever telah menarik minat peneliti saat ini untuk mengembangkan aplikasinya dalam bidang kedokteran, biologi, kimia, dan lingkungan.

Pada riset ini dilakukan desain, membuat model mikrokantilever dengan persamaan matematis, dan mensimulasikan model untuk menghitung nilai sensitivitas sensor. Dari hasil simulasi akan dibahas sensitivitas sensor, frekuensi resonansi serta dimensi mikrokantilever sehingga dapat digunakan sebagai biosensor yang mampu mengukur keberadaan virus (pada tesis ini mengambil kasus virus Dengue). Telah dibuat 3 buah model mikrokantilever yaitu bentuk I, bentuk T dan bentuk V untuk selanjutnya dianalisis sensitivitas dan frekuensi resonansinya. Untuk dapat berfungsi sebagai biosensor, pengaruh pelapisan fungsionalisasi juga dimasukkan dalam perhitungan sensitivitas mikrokantilever. Pelapisan fungsionalisasi yang diperhitungkan meliputi lapisan emas dan antibodi virus Dengue. Dari ketiga pemodelan ini tampak bahwa model yang paling sensitif adalah mikrokantilever bentuk T kemudian bentuk V (dengan lebar kaki w sama) dan terakhir bentuk I. Pemberian lapisan fungsionalisasi dapat menurunkan sensitivitas sensor. Penambahan lapisan piezoresistor setebal $0,1 \mu\text{m}$, emas setebal 30 nm dan lapisan antibodi setebal $0,1 \mu\text{m}$ pada mikrokantilever dengan ukuran panjang $14,1 \mu\text{m}$, lebar $4,7 \mu\text{m}$ dan tebal 200 nm , dapat mengubah nilai sensitivitas mikrokantilever dari $31,2 \text{ attogram/Hz}$ menjadi 84 attogram/Hz . Agar dapat mendeteksi virus tunggal Dengue, maka mikrokantilever perlu dirancang dengan ukuran panjang $11,1 \mu\text{m}$, lebar $3,7 \mu\text{m}$, ketebalan 200 nm , dan pelapisan emas setebal 30 nm . Sensitivitas mikrokantilever yang didapat adalah $32,4 \text{ attogram/Hz}$ dengan frekuensi resonansi pada kisaran 790 kHz .

Diharapkan dengan desain biosensor berbasis mikrokantilever dapat dijadikan acuan dalam pembuatan sensor pendeteksi virus demam berdarah Dengue secara akurat.

Kata kunci : biosensor, sensitivitas, mikrokantilever, MEMS

ABSTRACT

Name : Himma Firdaus
Study Program : Electrical Engineering
Title : Design and Sensitivity Analysis of Microcantilever-based Attogram Scale Biosensor

Microcantilever is a Microelectromechanical Systems (MEMS) based device which is able to detect substances or particles having a very small mass. Microcantilever-based sensors have attracted researchers today to develop applications in medicine, biology, chemistry, and environment.

On this research will design, generate model of microcantilever with mathematical equations, and then simulate the model to calculate the sensitivity of microcantilever. From the simulation results will be discussed sensitivity, resonant frequency and dimensions of microcantilever which is can be used as a biosensor that can measure the presence of a single virus (in this thesis use case of single Dengue virus). Created three pieces of microcantilever models consist of the I-shaped, T-shaped and V-shaped microcantilever. The models were analyzed for the sensitivity and resonant frequency. To be able to function as a biosensor, the effect of functionalization layer is considered in the calculation of microcantilever sensitivity. Functionalization layer includes a gold and a dengue virus antibodies layer and also piezoresistive layer as transducer. From this modeling, it appears that the most sensitive model is T-shaped and then V-shaped (with the same feet length of w) and I-shaped microcantilever. Functionalization layer can reduce the sensitivity of the sensor. Addition of $0.1\mu\text{m}$ -thick of piezoresistive layer, 30 nm -thick gold layer and $0.1\mu\text{m}$ -thick of antibodies layer, can shift the microcantilever sensitivity value from 31.2 attogram/Hz to 84 attogram/Hz . To be able to detect a single Dengue virus, microcantilever shall be designed by $11,1\ \mu\text{m}$ in length, $3,7\ \mu\text{m}$ in width, 200μ in thickness, and completed with 30 nm thick of gold coating. Microcantilever sensitivity obtained was 32.4 attogram/Hz with the resonance frequencies in the range of 790 kHz .

It is expected that with the design of microcantilever-based biosensor can be used as a reference in the fabrication of an accurate Dengue virus-detection sensor.

Keywords: biosensor, sensitivity, microcantilever, MEMS

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
UCAPAN TERIMA KASIH.....	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TESIS	v
ABSTRAK	vi
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR TABEL	viii
DAFTAR GAMBAR	ix
1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang Permasalahan	1
1.2 Batasan Riset.....	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Metode Penelitian	3
2. DASAR TEORI	5
2.1 Devais <i>Micro-electro-mechanical System</i> (MEMS)	5
2.2 Biosensor Berbasis Mikrokantilever..	7
2.3 Prinsip Kerja Mikrokantilever.....	8
2.4 Teknik Pengukuran.....	20
2.5 Karakteristik Virus Dengue.....	26
2.6 Lapisan Fungsionalisasi Mikrokantilever.....	29
3. PEMODELAN.....	31
3.1 Bentuk Geometri Mikrokantilever.....	31
3.2 Pengaruh Pelapisan Emas pada Mikrokantilever.....	38
4. DESAIN FABRIKASI.....	41
5. PERHITUNGAN DAN ANALISIS.....	45
5.1 Pengaruh Perubahan Dimensi Terhadap Sensitivitas dan Frekuensi Resonansi Mikrokantilever.....	45
5.2 Perbandingan 3 Model Mikrokantilever.....	55
5.3 Pengaruh Material Mikrokantilever pada Sensitivitas	58
5.4 Pengaruh Pelapisan Emas.....	59
5.5 Kemungkinan Deteksi Virus Tunggal DBD.....	60
6. KESIMPULAN	64
DAFTAR REFERENSI	65

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Empat Akar Pertama Persamaan 2.23 [12].....	16
Tabel 5.1	Parameter Mekanis Mikrokantilever.....	45



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Skema Biosensor.....	7
Gambar 2.2	Mikrokantilever berbentuk segi empat.....	9
Gambar 2.3	Defleksi mikrokantilever.....	10
Gambar 2.4	Lengan kantilever dengan panjang L dan tebal h berdefleksi dengan radius lengkungn R	10
Gambar 2.5	Pengukuran defleksi kantilever dengan metode optik.....	21
Gambar 2.6	Skema sistem kantilever kapasitif dengan jarak antar plat s	23
Gambar 2.7	Mikrokantilever piezoresistif dan jembatan <i>Wheatstone</i>	25
Gambar 2.8	Prinsip kerja mikrokantilever magnetostriktif.....	26
Gambar 2.9	Morfologi Virus Dengue.....	27
Gambar 2.10	Lapisan fungsionalisasi mikrokantilever.....	30
Gambar 3.1	Bentuk I: Kantilever dengan bentuk balok.....	31
Gambar 3.2	Bentuk T: Kantilever dengan bentuk huruf T.....	32
Gambar 3.3	Bentuk V: kantilever dengan bentuk huruf V.....	35
Gambar 3.4	Penampang melintang kantilever berbentuk V.....	35
Gambar 3.5.	Lengan sebelah kanan kantilever, O-O adalah titik nol sumbu x , d' adalah lebar terkecil dari lengan jajaran genjang....	36
Gambar 3.6.	Pendekatan analisis dengan kantilever berbentuk balok untuk menganalisis kantilever berbentuk V.....	36
Gambar 3.7	Geometri mikrokantilever dengan lapisan emas.....	39
Gambar 3.8	Pendekatan sumbu netral mikrokantilever dengan pelapisan emas.....	40
Gambar 4.1	Langkah-langkah fabrikasi mikrokantilever.....	43

Gambar 5.1 Sensitivitas mikrokantilever bentuk I dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b.....	46
Gambar 5.2 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk I dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b.....	46
Gambar 5.3 Sensitivitas mikrokantilever bentuk I dengan variasi ketebalan h	48
Gambar 5.4 Frekuensi resonansi mikrokantilever dengan variasi ketebalan h	48
Gambar 5.5 Sensitivitas mikrokantilever bentuk T dengan variasi perbandingan panjang L1 dan L2.....	49
Gambar 5.6 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk T dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b.....	49
Gambar 5.7 Sensitivitas mikrokantilever bentuk T dengan variasi ketebalan h.....	50
Gambar 5.8 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk T dengan variasi ketebalan h.....	50
Gambar 5.9 Sensitivitas mikrokantilever terhadap perubahan panjang L1 dan L2.....	51
Gambar 5.10 Gambar 5.10 Pengaruh lebar kaki w pada sensitivitas mikrokantilever bentuk T.....	52
Gambar 5.11 Sensitivitas mikrokantilever bentuk V dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b.....	53
Gambar 5.12 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk V dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b.....	53
Gambar 5.13 Sensitivitas mikrokantilever bentuk V dengan variasi ketebalan h.....	54

Gambar 5.14 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk T	
dengan variasi ketebalan h.....	54
Gambar 5.15 Pengaruh lebar kaki w pada sensitivitas	
mikrokantileverbentuk V.....	55
Gambar 5.16 Perbandingan bentuk dan dimensi ketiga mikrokantilever.....	56
Gambar 5.17 Frekuensi resonansi 3 bentuk mikrokantilever.....	57
Gambar 5.18 Sensitivitas sensor dari 3 bentuk mikrokantilever.....	58
Gambar 5.19 Perbandingan Sensitivitas Mikrokantilever Berbahan	
Silikon (Si) dan Silikon nitrida (SiN).....	59
Gambar 5.20 Sensitivitas mikrokantilever sebelum dan sesudah penambahan	
lapisan emas.....	60
Gambar 5.21 Perubahan frekuensi resonansi (Hz) mikrokantilever setelah	
penempelan virus DBD	61
Gambar 5.22 Respon sensor terhadap penambahan analit (virus Dengue).....	62
Gambar 5.23 Jumlah virus yang menempel ditandai dengan perubahan	
frekuensi resonansi.....	63

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Biosensor saat ini banyak diminati oleh banyak peneliti di bidang biomedis, lingkungan, aplikasi industri, dan pertahanan. Sensor dibutuhkan untuk dapat bekerja dengan cepat setiap saat secara sensitif dan spesifik, baik deteksi biologi secara in situ maupun dalam lingkungan yang beragam. Teknik deteksi biologi yang telah banyak dikembangkan dapat digolongkan ke dalam beberapa jenis yaitu, sensor berbasis optik atau fluoresensi, sensor kimia-resistif, sensor spektroskopi, sensor resonan, dan lain-lain [1-3].

Sensor berbasis optik dan fluoresensi banyak diaplikasikan dalam bidang biologi dan kimia. Teknik ini menggunakan bahan fluoresensi (label) yang dapat berinteraksi dengan sampel target dan akan berfluoresensi ketika terkena sinar. Metode tersebut meliputi *Polymerase Chain Reactions* (PCR), *Enzyme-Linked Immunosorbent Assay* (ELISA) dan metode kultur jaringan. Teknik deteksi dengan PCR dan ELISA membutuhkan waktu yang lama untuk mendapatkan konsentrasi sampel yang memadai sehingga metode ini tidak dapat dilakukan setiap saat. Metode lain yang menggunakan optik adalah *Surface Plasmon Resonance* (SPR) dan *Photonic Crystal Sensor* (PCS). Kedua metode ini mendeteksi perubahan konstanta dielektrik ketika target ditangkap oleh sensor, sehingga keduanya membutuhkan pengaturan peralatan optik yang rumit dan ukuran yang cukup besar sehingga tidak portabel.

Sensor berbasis kimia-resistif bekerja berdasarkan reaksi kimia dengan gas target sehingga resistansi permukaan sensor berubah. Sensor ini sangat tergantung dengan karakteristik listrik dari adsorben yang digunakan. Sensor ini membutuhkan banyak adsorben untuk dapat mendeteksi secara lebih spesifik.

Oleh karena itu, sensor ini terbatas ukurannya sehingga kurang selektif dan spesifik.

Sensor berbasis spektroskopi meliputi spektrometri kromatografi gas, inframerah spektroskopi, dan Raman spektroskopi. Peralatan yang digunakan berukuran besar dan mahal sehingga tidak cocok untuk deteksi biologi atau kimia secara portabel. Sensor berbasis resonansi meliputi *Quartz Crystal Microbalance* (QCM), devais *Surface Acoustic Wave* (SAW), dan mikrokantilever sensor. Sensor ini bekerja dengan pergeseran frekuensi resonansi ketika terjadi penambahan massa pada permukaan sensor. QCM tidak sensitif terhadap objek yang berukuran satu dimensi seperti partikel atau titik. Sensitivitas massa rendah dan konsentrasi deteksi relatif tinggi karena bentuk dan permukaan yang lebih luas. Seperti halnya QCM, SAW bekerja pada rentang frekuensi radio. Pada frekuensi tinggi (100MHz) SAW lebih sensitif dibandingkan QCM. Namun demikian, ukuran keduanya masih dalam orde sentimeter sehingga kurang tepat untuk skema larik multideteksi [1].

Mikrokantilever pada awalnya diterapkan pada *atomic force microscope* (AFM). Pada perkembangan saat ini, mikrokantilever diminati untuk digunakan sebagai sensor kimia, fisika, biologi dan biomedis. Mikrokantilever memiliki beberapa keunggulan dibandingkan dengan teknik deteksi lainnya yaitu sensitivitas yang tinggi terhadap perubahan massa, harga relatif lebih murah, bebas label, portabel, kemampuan aplikasi dengan *Complementary Metal-Oxide-Semiconductor* CMOS, dapat dibuat dalam bentuk larik sehingga multideteksi, dan memberikan respon yang cepat. Beberapa aplikasi mikrokantilever antara lain sebagai sensor tipe golongan darah [2], sensor *Vaccinia Virus Poxviridae* [4], dan sensor gas CO [5].

Kemampuan deteksi massa ini dapat dimanfaatkan untuk mendeteksi partikel biologi yang berukuran hingga femtogram atau attogram. Salah satu partikel tersebut adalah virus demam berdarah Dengue. Metode deteksi infeksi virus demam berdarah yang sering dilakukan yaitu deteksi virologi dari molekul virus dan deteksi serologi dari antibodi anti-dengue. Uji serologi memungkinkan mengidentifikasi antibodi IgM dan IgG dari virus demam berdarah. Namun

demikian, lama waktu yang diperlukan untuk memproduksi antibodi sekurang-kurangnya lima hari setelah terjadinya infeksi pada penderita. Metode ini seringkali hasilnya rancu terhadap *flavivirus* yang lain. Metode virologi juga masih membutuhkan waktu yang lama [3,6].

Diagnosis terjangkitnya demam berdarah tidak dapat dengan cepat diketahui mengingat seringkali masih berdasarkan pada efek-efek penyakit itu sendiri pada tubuh pasien. Bahkan gejala-gejala yang ditimbulkan mirip dengan jenis penyakit yang lain seperti *influenza*, malaria, *typhus*, dan infeksi virus yang lain. Saat ini belum ada vaksin maupun terapi tertentu yang terbukti efektif untuk mencegah maupun mengobati penyakit yang disebabkan oleh virus demam berdarah. Sehingga metode diagnosis diperlukan untuk mengidentifikasi secara cepat dan akurat, agar dapat memberikan upaya penyelamatan terhadap penderita infeksi virus demam berdarah sedini mungkin. Oleh karena itu, pada riset ini akan didesain mikrokantilever dengan kemampuan mendeteksi virus demam berdarah Dengue (DBD) tunggal.

1.2 Batasan Riset

Riset ini membatasi analisis sensitivitas pada tiga bentuk mikrokantilever yaitu segi empat (bentuk I), segitiga (bentuk V), dan gabungan dua segi empat (bentuk T) yang dirancang untuk mendeteksi virus Dengue tunggal dengan metode dinamis.

1.3 Tujuan Riset

Tujuan dari riset ini, yaitu mendesain sebuah sensor virus Dengue menggunakan mikrokantilever yang mampu mendeteksi satu buah virus Dengue sehingga perubahan jumlah virus dapat diketahui dari perubahan frekuensi resonansi dari sensor.

1.4 Metode Riset

Pada riset ini dilakukan studi literatur dan membentuk tiga buah model mikrokantilever dengan bentuk yang berbeda. Model-model yang telah dibentuk tersebut disimulasikan ke dalam program *Excel* dan hasil dalam bentuk grafik

yang dapat dilihat karakteristiknya. Kesimpulan diambil berdasarkan parameter sensitivitas, dimensi, frekuensi resonansi dari hasil simulasi.



BAB 2

DASAR TEORI

2.1 Devais *Micro-electro-mechanical System* (MEMS)

Devais *Micro-electro-mechanical System* (MEMS) merupakan devais mikroskopis yang memiliki karakteristik panjang kurang dari 1 mm tetapi lebih dari 100 nm dan menggabungkan komponen listrik dan mekanik yang dapat berfungsi untuk membangkitkan efek-efek seperti pada skala makro [7]. MEMS telah berperan besar dalam beberapa aspek penting, seperti misalnya dalam hal transportasi, komunikasi, otomatisasi industri, pemantauan lingkungan, perawatan kesehatan, sistem pertahanan, dan berbagai macam produk konsumen. MEMS memiliki ukuran yang sangat kecil, sehingga menawarkan karakteristik menarik seperti ukuran yang kompak, bobot yang ringan, dan disipasi daya kecil serta peningkatan kecepatan dan presisi dibandingkan dengan devais makroskopis yang lain. Teknologi fabrikasi sirkuit terpadu (IC) menjadi pendorong berkembangnya teknologi untuk MEMS terutama dukungan teknologi etsa dan teknik mikrofabrikasi. Mikrofabrikasi menyediakan alat yang ampuh untuk pembuatan dan miniaturisasi MEMS dalam skala dimensi yang tidak dapat dicapai dengan teknik pemesinan konvensional. Seiring perkembangan teknologi fabrikasi IC hingga skala submikron dan nanometer, terbuka kemungkinan pembuatan *nano-electro-mechanical system* (NEMS) di masa mendatang.

Sensor, aktuator, dan sirkuit elektronik terpadu berukuran mikro merupakan komponen yang paling penting yang dibutuhkan untuk menerapkan sistem yang bekerja untuk melakukan fungsi tertentu. Ratusan mikrodevais telah dikembangkan untuk aplikasi khusus. Beberapa aplikasi MEMS untuk sensor diantaranya adalah untuk sensor tekanan, sensor inersial, dan sensor massa. Sensor tekanan berbasis piezoresistif mampu mengukur tekanan 10^{-3} sampai 10^6 Torr tergantung dengan desain. Perangkat ini terdiri dari diafragma silikon yang menggantung di atas rongga vakum untuk membentuk sebuah sensor tekanan. Tekanan eksternal yang

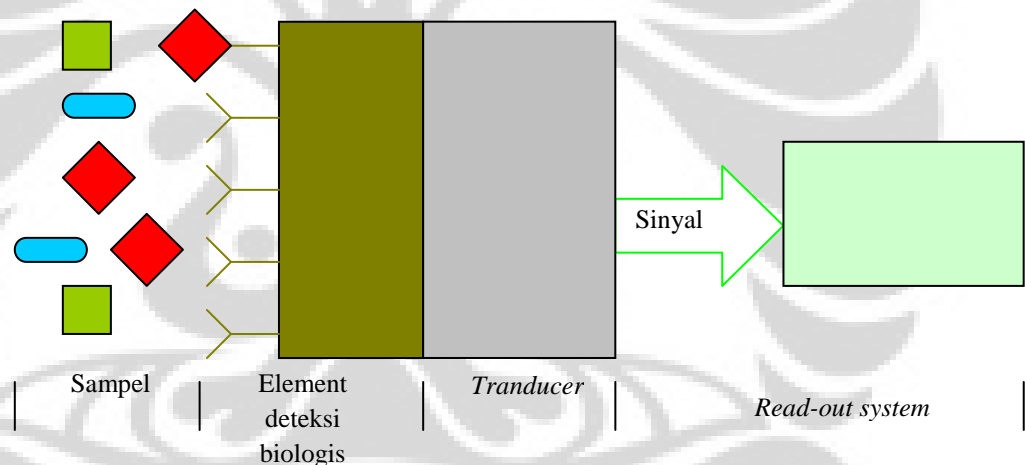
diterapkan di atas diafragma memberikan stres pada piezoresistor, sehingga mengakibatkan perubahan nilai resistansi yang sesuai dengan tekanan yang diberikan. Sedangkan sensor tekanan berbasis kapasitif memberikan keuntungan lebih karena tidak tergantung pada perubahan suhu dan tidak membutuhkan suplai daya DC seperti halnya tipe piezoresistif. Dengan ukuran diameter 800 μm , tebal 5 μm dan ruang vakum 2,5 μm akan memberikan perubahan kapasitansi sebesar 33 pF ketika diberikan tekanan 10 Psi. Sensor tekanan berbasis MEMS juga telah dikembangkan untuk mengukur tekanan hingga 400 bar dengan akurasi sebesar 1,5 %.

Sensor inersial meliputi giroskop dan akselerometer. Devais tersebut merupakan salah satu sensor MEMS berbasis silikon yang telah berhasil dikomersialkan. Akselerometer telah digunakan dalam berbagai aplikasi termasuk aplikasi otomotif untuk sistem keamanan, suspensi aktif dan stabilitas, aplikasi biomedis, dan berbagai produk konsumen seperti layar monitor, kamera video, *mouse* tiga-dimensi. Giroskop adalah jenis lain dari sensor inersia yang mengukur sudut rotasi. Perangkat tersebut dapat digunakan bersama dengan akselerometer untuk memberikan informasi dalam suatu sistem navigasi putaran. Giroskop juga berguna dalam aplikasi seperti stabilisasi otomotif dan deteksi *rollover*, stabilisasi kamera digital dan lain-lain.

Devais MEMS yang dapat digunakan sebagai sensor massa adalah mikrokantilever. Penempelan massa pada permukaan mikrokantilever menyebabkan terjadinya perubahan tegangan permukaan dari mikrokantilever tersebut sehingga mengalami defleksi. Penurunan ukuran dimensi mikrokantilever dapat meningkatkan sensitivitas, resolusi spasial, efisiensi energi, dan kecepatan respon. Mikrokantilever telah dibuat untuk mengukur perubahan massa hingga kisaran femtogram bahkan attogram dengan menurunkan dimensinya. Dengan daya ukur massa sangat kecil ini, mikrokantilever kemudian diaplikasikan sebagai sensor dalam bidang biologi, kedokteran, kimia dan pemantauan kondisi lingkungan.

2.2 Biosensor Berbasis Mikrokantilever

Pada 20 tahun terakhir, teknologi berkembang dengan pengintegrasian dua bidang ilmu atau lebih membentuk suatu bidang ilmu baru. Teknologi MEMS dan NEMS dikombinasikan dengan bioteknologi membentuk suatu bidang keilmuan nanobioteknologi. Salah satu hal yang diminati dalam perkembangan ilmu nanobioteknologi ini adalah biosensor berbasis mikrokantilever. Biosensor merupakan devais analisis yang mampu memberikan informasi kuantitatif atau semi-kuantitatif dari suatu sistem yang diteliti menggunakan elemen pengenalan biologis yang bersentuhan secara langsung dengan elemen transduksi [8]. Biosensor memiliki tiga bagian penting yaitu elemen deteksi biologis, *tranducer* dan *read-out system* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Skema Biosensor

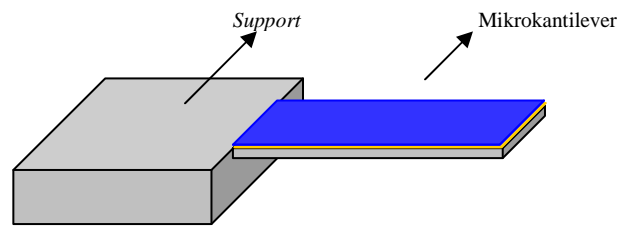
Mikrokantilever bertindak sebagai tranduser yang merespon terjadinya penambahan massa akibat interaksi biologi antara suatu partikel dengan elemen deteksi biologis pada permukaannya, ke dalam respon mekanis yaitu berupa perubahan defleksi atau frekuensi resonansi. Respon mekanis ini dapat dideteksi dengan berbagai cara. Kemajuan teknologi MEMS memberikan fasilitas bagi perkembangan biosensor berbasis mikrokantilever yang memiliki banyak kelebihan. Diantaranya adalah mereduksi ukuran sensor secara signifikan dan menunjukkan sensitivitas dan keandalan yang tinggi. Meskipun teknologi biosensor

telah melewati fase pengembangan yang lebih lanjut, diperlukan sebuah terobosan untuk mendapatkan sistem biosensor yang praktis dan portabel. Beberapa persyaratan penting dalam pengembangan biosensor adalah kombinasi antara bagian deteksi biologis dengan transduser untuk mendeteksi secara spesifik dan kuantitatif terhadap suatu analit atau partikel tertentu, kemampuan mendeteksi interaksi biologi tanpa pelabelan (*label-free detection*), skalabilitas sensor untuk memungkinkan paralelisasi yang besar, dan sensitivitas dari rentang deteksi yang dapat digunakan dalam masalah *in vivo* [9].

Mikrokantilever dapat memenuhi seluruh persyaratan di atas. Apabila dibandingkan dengan biosensor mekanis yang lain seperti misalnya kristal kuarsa, mikrokantilever memiliki kelebihan dalam hal paralelisasi dan skalabilitas. Disamping itu, mikrokantilever pada dasarnya adalah sensor tanpa label dengan sensitivitas yang tinggi. Mikrokantilever akan memberikan karakteristik yang unik pada perubahan defleksi atau perubahan frekuensi resonansi yang berkaitan dengan interaksi biologi seperti ikatan antigen-antibodi dan hibridisasi DNA.

2.3 Prinsip Kerja Mikrokantilever

Mikrokantilever adalah devais berbasis MEMS yang dapat digunakan sebagai sensor bahan kimia, fisika atau biologis dengan cara mendeteksi perubahan defleksi mikrokantilever atau frekuensi getaran akibat terjadinya perubahan massa [10]. Mikrokantilever dalam bentuk yang besar identik dengan papan loncat yang dapat bergerak naik-turun. Gerakan ini berubah ketika massa tertentu menempel pada permukaannya yang mirip dengan ketika seseorang melangkah ke papan loncat. Tapi mikrokantilever jauh lebih kecil dari papan loncat, dan hanya memiliki dimensi dalam mikrometer. Mikrokantilever yang sederhana memiliki bentuk seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.2 .



Gambar 2.2 Mikrokantilever berbentuk segiempat

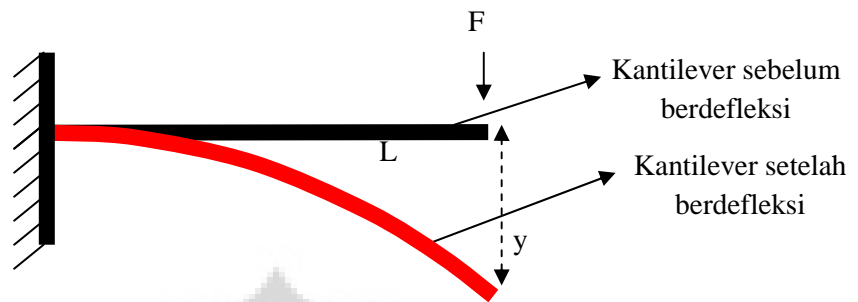
Respon suatu mikrokantilever terhadap stimuli (stres mekanis, perubahan suhu, interaksi kimia dan biokimia) dapat diukur dalam berbagai cara. Respon tersebut antara lain defleksi mikrokantilever, perubahan frekuensi resonansi dan arus antara kantilever dengan suatu permukaan acuan. Sensor berbasis mikrokantilever dikategorikan menjadi tiga bagian berdasarkan cara operasinya, yaitu mode statis, mode dinamis, metode deteksi panas [9-11].

2.3.1 Mode Statis

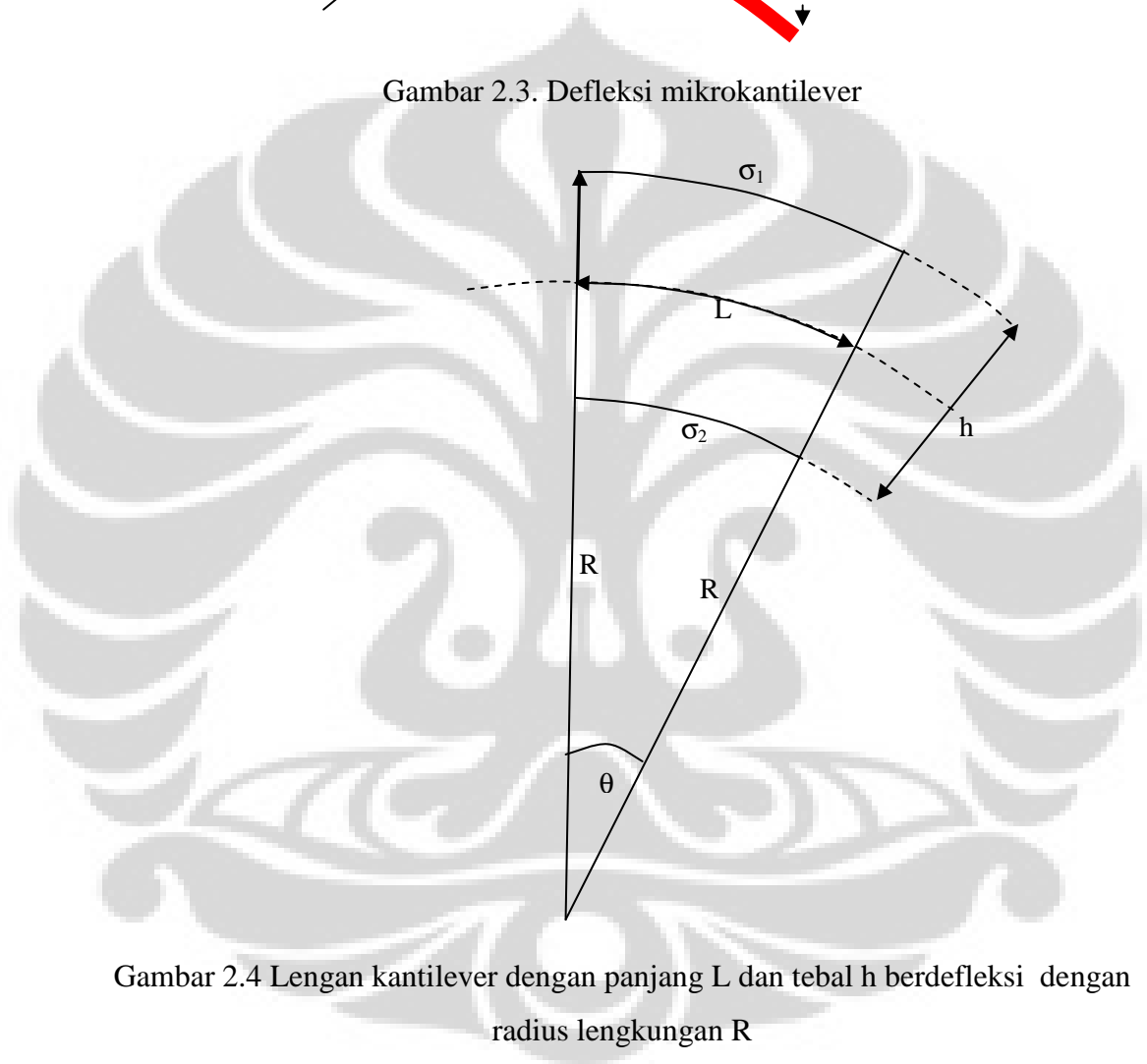
Apabila diasumsikan bahwa pengaruh gravitasi, magnetik, dan gaya elektrostatik diabaikan, maka defleksi kantilever berbanding lurus terhadap perubahan stres mekanik yang ditimbulkan dalam devais. Stres permukaan pada material isotropis cenderung dapat memperbesar luas permukaan (dalam kasus regangan) maupun memperkecil luas permukaan (dalam kasus tarikan). Jika stres pada suatu permukaan pelat tipis tidak dikompensasi oleh permukaan di sebaliknya, maka struktur akan mengalami defleksi atau pembengkokan. Di antara area tarikan dan regangan, terdapat bidang netral yang tidak berubah bentuk. Gaya sebesar F akan bekerja pada jarak x terhadap titik tumpu akibat defleksi yang terjadi sehingga menimbulkan momen lentur dengan persamaan [10]:

$$M = Fx \quad (2.1)$$

Ilustrasi defleksi kantilever dapat dilihat pada Gambar 2.2. Dengan asumsi defleksi yang terjadi sangat kecil maka bentuk defleksi kantilever dapat didekati dengan suatu lingkaran dengan radius lengkungan R seperti terlihat pada Gambar 2.3 dan Gambar 2.4.



Gambar 2.3. Defleksi mikrokantilever



Gambar 2.4 Lengan kantilever dengan panjang L dan tebal h berdefleksi dengan radius lengkungan R

Radius lengkungan R ditentukan dengan persamaan [10] :

$$\frac{1}{R} = \frac{d^2 z}{dx^2} = \frac{M}{EI} \quad (2.2)$$

dimana E adalah modulus Young dan I adalah momen inersia. Persamaan 2.3 menunjukkan momen inersia untuk lengan kantilever berbentuk balok segi empat.

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (2.3)$$

dengan b adalah lebar dan h adalah ketebalan kantilever.

Perubahan stres permukaan pada salah satu sisi lengan kantilever akan mengakibatkan defleksi statis, sehingga momen puntir (M) dapat dihitung dengan persamaan :

$$M = \frac{\Delta\sigma bh}{2} \quad (2.4)$$

dengan $\Delta\sigma = \sigma_1 - \sigma_2$ adalah perbedaan stres permukaan dengan σ_1 dan σ_2 berturut-turut adalah stres permukaan bagian atas dan bagian bawah kantilever. Dengan memasukkan nilai I dan M pada persamaan radius lengkungan, diperoleh persamaan Stoney dimana radius lengkungan (R) pada saat terjadi defleksi dinyatakan sebagai berikut [10] :

$$\frac{1}{R} = \frac{6(1-\nu)\Delta\sigma}{Eh^2} \quad (2.5)$$

dimana ν adalah rasio Poisson.

Apabila dicermati dari Gambar 2.4. Dengan memasukkan kondisi batas kantilever

$$y(0) = 0 \quad ; \quad \text{dan}$$

$$y'(0) = 0$$

maka persamaan defleksi pada ujung bebas kantilever dapat dihitung dengan cara mengintegrasikan dua kali persamaan radius lengkungan sehingga diperoleh persamaan [10]:

$$y = \frac{3L^2(1-\nu)}{Eh^2} \Delta\sigma \quad (2.6)$$

dimana L adalah panjang kantilever. Persamaan 2.6 menunjukkan hubungan linier antara defleksi kantilever dan perbedaan stres permukaan. Hal ini dapat digunakan untuk mendeteksi adanya adsorpsi partikel pada permukaan kantilever. Adsorpsi sebaiknya hanya terjadi pada salah satu sisi kantilever untuk memaksimalkan perbedaan stres antara dua sisi kantilever sehingga akan memaksimalkan defleksi kantilever.

2.3.2 Mode Dinamis

Dalam metode dinamis, struktur kantilever dimodelkan sebagai osilator mekanis menggunakan prinsip struktur mekanis klasik. Kantilever digetarkan dengan menggunakan piezoaktuator sesuai dengan frekuensi tertentu. Persamaan diferensial linier untuk gerakan vibrasi suatu lengan kantilever dengan mengabaikan momen puntir dan perubahan geser (*shear deformation*) adalah [12] :

$$EI \frac{\partial^4 y(x,t)}{\partial x^4} = -\rho A \frac{\partial^2 y(x,t)}{\partial t^2} \quad (2.7)$$

dimana ρ adalah massa jenis dan A adalah luas penampang mikrokantilever. Apabila variabel *dependent* pada persamaan di atas dipisahkan menjadi $y(x,t) = Y(x)Y(t)$, maka persamaan akan menjadi :

$$\begin{aligned} EI \frac{\partial^4 Y(x)Y(t)}{\partial x^4} &= -\rho A \frac{\partial^2 Y(x)Y(t)}{\partial t^2} \\ Y(t)EI \left\{ \frac{\partial^4}{\partial x^4} Y(x) \right\} &= -Y(x)\rho A \left\{ \frac{\partial^2}{\partial t^2} Y(t) \right\} \\ \left\{ \frac{EI}{\rho A} \right\} \frac{\left\{ \frac{\partial^4}{\partial x^4} Y(x) \right\}}{Y(x)} &= \frac{\left\{ \frac{\partial^2}{\partial t^2} Y(t) \right\}}{Y(t)} \end{aligned} \quad (2.8)$$

Dengan menetapkan sebuah konstanta c, maka persamaan akan menjadi:

$$\left\{ \frac{EI}{\rho A} \right\} \frac{\left\{ \frac{\partial^4}{\partial x^4} Y(x) \right\}}{Y(x)} = \frac{\left\{ \frac{\partial^2}{\partial t^2} Y(t) \right\}}{Y(t)} = -c^2 \quad (2.9)$$

Persamaan 2.9 dapat dipisahkan menjadi dua, yaitu persamaan dalam fungsi waktu dan persamaan dalam fungsi ruang.

$$\frac{d^2}{dt^2} Y(t) + c^2 Y(t) = 0 \quad (2.10)$$

$$\frac{d^4}{dx^4} Y(x) - c^2 \left\{ \frac{\rho A}{EI} \right\} Y(x) = 0 \quad (2.11)$$

Solusi untuk persamaan fungsi ruang adalah :

$$Y(x) = a_1 \sinh(\beta x) + a_2 \cosh(\beta x) + a_3 \sin(\beta x) + a_4 \cos(\beta x) \quad (2.12)$$

$$\frac{dY(x)}{dx} = a_1 \beta \cosh(\beta x) + a_2 \beta \sinh(\beta x) + a_3 \beta \cos(\beta x) - a_4 \beta \sin(\beta x) \quad (2.13)$$

$$\frac{d^2 Y(x)}{dx^2} = a_1 \beta^2 \sinh(\beta x) + a_2 \beta^2 \cosh(\beta x) - a_3 \beta^2 \sin(\beta x) - a_4 \beta^2 \cos(\beta x) \quad (2.14)$$

$$\frac{d^3 Y(x)}{dx^3} = a_1 \beta^3 \cosh(\beta x) + a_2 \beta^3 \sinh(\beta x) - a_3 \beta^3 \cos(\beta x) + a_4 \beta^3 \sin(\beta x) \quad (2.15)$$

$$\frac{d^4 Y(x)}{dx^4} = a_1 \beta^4 \sinh(\beta x) + a_2 \beta^4 \cosh(\beta x) + a_3 \beta^4 \sin(\beta x) + a_4 \beta^4 \cos(\beta x) \quad (2.16)$$

Persamaan 2.16 dan Persamaan 2.13 disubstitusikan ke dalam Persamaan 2.12.

$$\begin{aligned} & \left\{ a_1 \beta^4 \sinh(\beta x) + a_2 \beta^4 \cosh(\beta x) + a_3 \beta^4 \sin(\beta x) + a_4 \beta^4 \cos(\beta x) \right\} \\ & - c^2 \left\{ \frac{\rho A}{EI} \right\} \left\{ a_1 \sinh(\beta x) + a_2 \cosh(\beta x) + a_3 \sin(\beta x) + a_4 \cos(\beta x) \right\} = 0 \end{aligned} \quad (2.17)$$

$$\beta^4 \{a_1 \sinh(\beta x) + a_2 \cosh(\beta x) + a_3 \sin(\beta x) + a_4 \cos(\beta x)\} - c^2 \left\{ \frac{\rho A}{EI} \right\} \{a_1 \sinh(\beta x) + a_2 \cosh(\beta x) + a_3 \sin(\beta x) + a_4 \cos(\beta x)\} = 0 \quad (2.18)$$

Persamaan 2.18 terpenuhi jika :

$$\beta^4 = c^2 \left\{ \frac{\rho A}{EI} \right\} \quad (2.19)$$

$$\beta = \left\{ c^2 \frac{\rho A}{EI} \right\}^{1/4}$$

Kondisi batas pada ujung kantilever yang tetap adalah:

$$Y(0) = 0 \quad (\text{tidak ada defleksi}) \quad (2.20)$$

$$\left. \frac{dY}{dx} \right|_{x=0} = 0 \quad (\text{tidak ada kemiringan}) \quad (2.21)$$

Kondisi batas pada ujung kantilever yang bebas adalah :

$$\left. \frac{d^2 Y}{dx^2} \right|_{x=L} = 0 \quad (\text{tidak ada momen lentur}) \quad (2.22)$$

$$\left. \frac{d^3 Y}{dx^3} \right|_{x=L} = 0 \quad (\text{tidak ada gaya geser}) \quad (2.23)$$

Dengan menerapkan Persamaan 2.20 ke Persamaan 2.12, maka didapat:

$$\begin{aligned} a_2 + a_4 &= 0 \\ a_4 &= -a_2 \end{aligned} \quad (2.24)$$

Dengan menerapkan Persamaan 2.21 ke Persamaan 2.13, maka didapat:

$$\begin{aligned} a_1 + a_3 &= 0 \\ a_3 &= -a_1 \end{aligned} \quad (2.25)$$

Dengan menerapkan Persamaan 2.22 ke Persamaan 2.14, maka didapat:

$$a_1 \sinh(\beta L) + a_2 \cosh(\beta L) - a_3 \sin(\beta L) - a_4 \cos(\beta L) = 0 \quad (2.26)$$

Dengan menerapkan Persamaan 2.23 ke Persamaan 2.15, maka didapat:

$$a_1 \cosh(\beta L) + a_2 \sinh(\beta L) - a_3 \cos(\beta L) + a_4 \sin(\beta L) = 0 \quad (2.27)$$

Dengan menerapkan Persamaan 2.24 dan Persamaan 2.25 ke Persamaan 2.26, maka didapat:

$$\begin{aligned} a_1 \sinh(\beta L) + a_2 \cosh(\beta L) + a_1 \sin(\beta L) + a_2 \cos(\beta L) &= 0 \\ a_1 \{\sin(\beta L) + \sinh(\beta L)\} + a_2 \{\cos(\beta L) + \cosh(\beta L)\} &= 0 \end{aligned} \quad (2.28)$$

Dengan menerapkan Persamaan 2.24 dan Persamaan 2.25 ke Persamaan 2.27, maka didapat:

$$\begin{aligned} a_1 \cosh(\beta L) + a_2 \sinh(\beta L) + a_1 \cos(\beta L) - a_2 \sin(\beta L) &= 0 \\ a_1 \{\cos(\beta L) + \cosh(\beta L)\} + a_2 \{-\sin(\beta L) + \sinh(\beta L)\} &= 0 \end{aligned} \quad (2.29)$$

Persamaan 2.28 dan Persamaan 2.29 dibuat dalam bentuk matriks menjadi :

$$\begin{bmatrix} \sin(\beta L) + \sinh(\beta L) & \cos(\beta L) + \cosh(\beta L) \\ \cos(\beta L) + \cosh(\beta L) & -\sin(\beta L) + \sinh(\beta L) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

Persamaan 2.30 dapat dipenuhi jika $a_1 = 0$ dan $a_2 = 0$. Untuk mendapatkan penyelesaian persamaan secara trivial, determinan matriks Persamaan 2.30 sama dengan nol.

$$\begin{aligned}
& \{-\sin^2(\beta L) + \sinh^2(\beta L)\} - \{\cos(\beta L) + \cosh(\beta L)\}^2 = 0 \\
& \{-\sin^2(\beta L) + \sinh^2(\beta L)\} - \{\cos^2(\beta L) + 2\cos^2(\beta L)\cosh(\beta L) + \cosh^2(\beta L)\} = 0 \\
& -\sin^2(\beta L) + \sinh^2(\beta L) - \cos^2(\beta L) - 2\cos^2(\beta L)\cosh(\beta L) - \cosh^2(\beta L) = 0 \\
& -2 - 2\cos(\beta L) + \cosh(\beta L) = 0 \\
& 1 + \cos(\beta L) + \cosh(\beta L) = 0 \\
& \cos(\beta L) + \cosh(\beta L) = -1
\end{aligned}
\tag{2.31}$$

Persamaan 2.31 memiliki akar lebih dari 1. Sehingga Persamaan 2.31 ditulis kembali dengan menambahkan subskripsi n pada β .

$$\cos(\beta_n L) + \cosh(\beta_n L) = -1 \tag{2.32}$$

dimana n merupakan bilangan bulat positif. Akar persamaan dapat ditentukan dengan mengkombinasikan grafik dan metode numerik. Tabel 2.1 menunjukkan akar-akar Persamaan 2.32 yang diselesaikan dengan metode Newton-Raphson.

Tabel 2.1 Empat akar pertama Persamaan 2.32 [12]

n	$\alpha_n = \beta_n L$
1	1,87510
2	4,69409
3	7,85476
4	10,99554

Berdasarkan Persamaan 2.19 diperoleh persamaan :

$$c^2 = \beta_n^4 \left\{ \frac{EI}{\rho A} \right\} \tag{2.33}$$

Persamaan 2.19 dimasukkan ke Persamaan 2.10, sehingga diperoleh:

$$\frac{d^2}{dt^2} Y(t) + \left[\beta_n^4 \left\{ \frac{EI}{\rho A} \right\} \right] Y(t) = 0 \quad (2.34)$$

Persamaan 2.34 dipenuhi oleh :

$$T(t) = b_1 \sin \left[\left(\beta_n^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}} \right) t \right] + b_2 \cos \left[\left(\beta_n^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}} \right) t \right] \quad (2.35)$$

Frekuensi sudut ω_n diperoleh dari Persamaan 2.34 sebagai berikut:

$$\omega_n = \beta_n^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}} \quad (2.36)$$

Frekuensi resonansi dapat dihitung berdasarkan Persamaan 2.36, yaitu:

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \beta_n^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}} \quad (2.37)$$

Berdasarkan Tabel 1, $\beta_n = \frac{\alpha_n}{L}$, sehingga Persamaan 2.37 menjadi:

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \left(\frac{\alpha_n}{L} \right)^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}} \quad (2.38)$$

Untuk suatu struktur kantilever yang bervibrasi, hubungan antara frekuensi, konstanta pegas (*structural stiffness*) dan massa, dapat ditunjukkan sesuai Persamaan 2.39.

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k_{eff}}{m_{eff}}} \quad (2.39)$$

dimana k_{eff} adalah konstanta pegas efektif dan m_{eff} adalah massa efektif mikrokantilever. Konstanta pegas dapat dihitung berdasarkan hukum Hooke, yaitu :

$$F = ky$$

$$k = \frac{F}{y} \quad (2.40)$$

dimana F adalah gaya dan y adalah defleksi kantilever. Defleksi y dan momen inersia I dapat dihitung dengan persamaan :

$$y = 4 \frac{FL^3}{Ewt^3} \quad (2.41)$$

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (2.42)$$

Dengan memasukkan Persamaan 2.41 dan Persamaan 2.42 ke Persamaan 2.40, maka akan diperoleh :

$$k = \frac{Ebh^3}{4L^3} = \frac{3EI}{L^3} \quad (2.43)$$

Jika Persamaan 2.43 dimasukkan ke dalam Persamaan 2.39, maka :

$$f = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{L^3 m_{eff}}} \quad (2.44)$$

Dengan menyamakan Persamaan 2.44 dan Persamaan 2.38, maka akan diperoleh:

$$\frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{3EI}{L^3 m_{eff}}} = \frac{1}{2\pi} \left(\frac{\alpha_n}{L} \right)^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}}$$

$$\frac{3}{L^3 m_{eff}} = \left(\frac{\alpha_n}{L} \right)^4 \frac{1}{\rho A} \quad (2.45)$$

$$m_{eff} = \frac{3}{\alpha_n^4} \rho AL$$

Pada frekuensi resonansi pertama, $n = 1$, massa efektif kantilever segi empat dapat dihitung dengan persamaan :

$$m_{eff} = \frac{3}{(1.8751)^4} \rho AL = 0.2427 \rho bhL \quad (2.46)$$

Apabila terjadi interaksi biologis pada permukaan ujung bebas kantilever, maka massa efektif dapat dihitung dengan persamaan [13]:

$$m_{total} = m_{eff} + m_{add} = 0.2427 \rho bhL + m_{add} \quad (2.47)$$

dimana m_{add} adalah massa partikel yang menempel pada ujung bebas kantilever. Berdasarkan Persamaan 2.39, pergeseran frekuensi akibat penambahan massa (Δm) pada permukaan ujung kantilever dapat dihitung dengan menggunakan persamaan [9]:

$$\frac{(f_1^2 - f_2^2)}{f_1^2} = \frac{\Delta m}{m} \quad (2.48)$$

dimana f_1 adalah frekuensi resonansi sebelum penambahan massa, f_2 adalah frekuensi resonansi setelah penambahan massa. Penempelan analit pada permukaan menyebabkan perubahan konstanta pegas karena terjadi perubahan stres permukaan. Ketika perubahan konstanta pegas (dk) dan massa (dm) sangat kecil, frekuensi resonansi setelah penempelan analit dapat didekati dengan persamaan [9, 14]:

$$f_2 = f_1 \left[1 + \frac{1}{2} \left(\frac{dk}{k_{eff}} - \frac{dm}{m_{eff}} \right) \right] \quad (2.49)$$

Apabila perubahan massa jauh lebih kecil dibandingkan dengan massa efektif mikrokantilever, perubahan konstanta pegas dapat diabaikan sehingga Persamaan 2.49 akan menjadi :

$$df \approx -\frac{f_1}{2} \frac{dm}{m_{eff}} \quad (2.50)$$

Dimana df adalah perubahan frekuensi dan dm adalah perubahan massa. Dengan demikian, sensitivitas mikrokantilever dapat dihitung dengan persamaan [15] :

$$\frac{dm}{df} = -\frac{2m_{eff}}{f_1} \quad (2.51)$$

2.3.3 Mode Deteksi Panas

Mikrokantilever komposit bekerja secara bimetal karena dibuat dari beberapa material yang memiliki karakteristik mekanis dan termal yang berbeda. Penggunaan paling sederhana dari karakteristik ini adalah deteksi desipasi panas untuk mengukur defleksi kantilever. Untuk menghitung defleksi kantilever dengan dua lapisan Persamaan 2.52 dapat digunakan [9].

$$y = \frac{5}{4} (\alpha_1 - \alpha_2) \frac{h_1 + h_2}{h_2^2 \kappa} \frac{L}{(\lambda_1 h_1 + \lambda_2 h_2) b} P \quad (2.52)$$

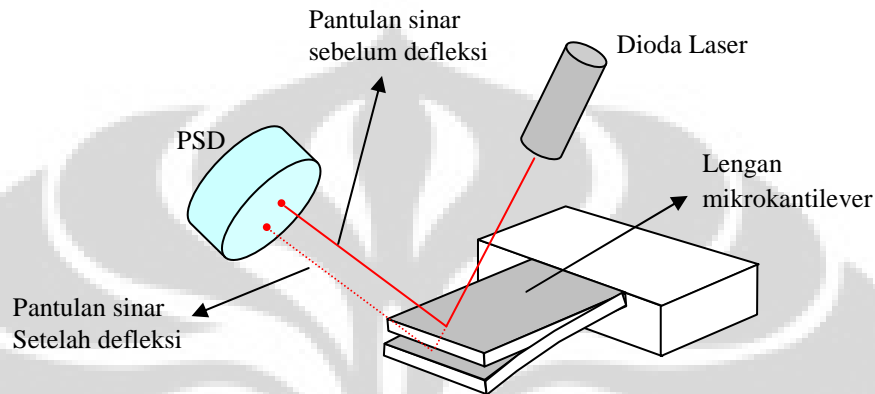
Dimana κ adalah parameter devais, α_1 adalah koefisien ekspansi termal, h_1 dan h_2 adalah ketebalan lapisan 1 dan 2, L dan b adalah panjang dan lebar kantilever dan P adalah daya total sensor. Kantilever silikon dengan lapisan aluminium setebal $0,4 \mu\text{m}$ dapat mencapai sensitivitas hingga kisaran pikojoule.

2.4 Teknik Pengukuran

Pengukuran defleksi mikrokantilever dapat dilakukan dengan beberapa cara. Teknik pengukuran yang telah banyak digunakan adalah metode optik, interferometri, piezoresistif, kapasitansi dan magnetostriktif. Salah satu kelebihan dari teknik pengukuran defleksi dan frekuensi resonansi mikrokantilever adalah dapat dilakukan hanya dengan satu kali pengukuran [2, 9, 10, 11].

2.4.1 Metode Optik

Metode yang sering digunakan untuk mengukur defleksi kantilever adalah teknik pantulan sinar laser. Metode ini dapat dijelaskan secara grafik seperti pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Pengukuran defleksi kantilever dengan metode optik

Dalam metode ini, sinar laser difokuskan pada ujung bebas dari kantilever. Sinar yang dipantulkan oleh kantilever ditangkap oleh detektor sinar PSD (*photosensitive detector*). Pada saat kantilever tidak berdefleksi, yaitu tidak terdapat penempelan partikel analit pada permukaannya, sinar laser akan ditangkap pada suatu titik oleh PSD. Ketika kantilever mengalami defleksi akibat penempelan analit, posisi sinar laser yang ditangkap PSD akan berubah. Perubahan posisi sinar ini kemudian diolah menggunakan rangkaian elektronika agar dapat menunjukkan besarnya defleksi yang terjadi. Keunggulan dari metode ini adalah kemampuan mendeteksi defleksi hingga kisaran 10^{-14} m. Namun demikian metode ini masih memiliki kekuarangan yaitu penggunaan sinar laser pada cairan sel harus pertimbangan masalah kenaikan suhu karena dapat menyebabkan kesalahan pembacaan. Disamping itu, sistem *alignment* yang mahal dan membutuhkan presisi tinggi, menjadikan metode ini tidak portabel [9].

2.4.2 Metode Interferometri

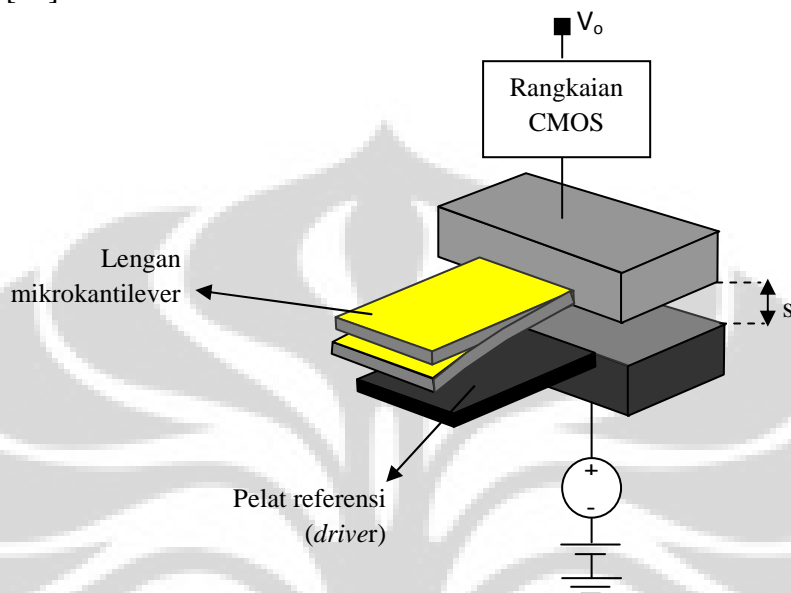
Pengukuran defleksi dengan interferometer merupakan teknik yang paling sensitif. Metode interferometri mendeteksi defleksi mikrokantilever dengan cara menginterferensi berkas sinar yang dipantulkan oleh mikrokantilever dengan beberapa berkas sinar acuan. Sinar harus diarahkan ke kantilever dari posisi yang dekat dengan kantilever agar diperoleh sinar pantul yang cukup. Untuk itu, Rugar [11] menggunakan sebuah fiber optik yang ujungnya didekatkan hingga beberapa mikrometer kepada kantilever. Dengan melakukan hal ini, defleksi dapat diukur hingga kisaran $0,01 \text{ \AA}$. Sistem interferometri dengan dua fiber optik telah digunakan untuk memantau stres permukaan secara paralel terhadap dua kantilever yang berdekatan dan berjarak $200 \mu\text{m}$ satu dengan yang lain. Namun, secara teknis metode ini memiliki kelemahan. Beberapa diantara kelemahan tersebut adalah penempatan fiber optik membutuhkan ketelitian, interferometri bekerja dengan baik untuk defleksi yang kecil, defleksi absolut dapat ditentukan hanya dalam satu panjang gelombang, dan pengukuran dalam cairan umumnya kurang sensitif [9].

2.4.3 Metode Kapasitif

Prinsip kerja pendeteksian defleksi mikrokantilever dengan metode sensor kapasitif adalah pendeteksian perubahan kapasitansi antara permukaan mikrokantilever terhadap permukaannya yang bertindak sebagai suatu kapasitor [1]. Gambar 2.6 menunjukkan secara skematis sistem mikrokantilever kapasitif.

Keunggulan deteksi kapasitif adalah rangkaian elektronik yang sederhana dan sangat sensitif dan dapat mengukur defleksi absolut [11]. Namun demikian, metode ini tidak biasa digunakan karena memiliki beberapa keterbatasan. Untuk dapat mengukur defleksi secara akurat, bahan dielektrik di antara plat konduktif harus konstan selama pengukuran. Keberadaan analit dalam ruang antara pelat dapat mempengaruhi konstanta dielektrik efektif. Kantilever kapasitif yang terintegrasi dalam suatu mikrochip dapat menurunkan sensitivitasnya karena kapasitansi

kapasitor berbanding lurus dengan luas permukaan. Kantilever kapasitif tidak dapat bekerja dalam larutan elektrolit karena adanya aliran arus faradik antara dua pelat kapasitif [10].



Gambar 2.6 Skema sistem mikrokantilever kapasitif dengan jarak antarpelat s .

2.4.4 Metode Piezoresistif

Mikrokantilever berbasis piezoresistif mengukur perubahan resistansi yang dihasilkan dalam mikrokantilever akibat penempelan partikel biomolekul. Dalam desain *embedded piezoresistive* mikrokantilever (EPM), mikrokantilever dirancang *embedded* secara penuh atau sebagiannya ke dalam bahan sensornya. Metode piezoresistif melibatkan *embedding* dari bahan piezoresistif dekat permukaan atas mikrokantilever untuk merekam perubahan tegangan yang terjadi pada permukaan mikrokantilever tersebut. Karena terjadi defleksi, mikrokantilever mengalami perubahan tekanan yang akan mempengaruhi piezoresistor. Perubahan resistansi yang terjadi dapat diukur dengan cara elektronik. Keuntungan dari metode piezoresistif adalah bahwa sistem pembacaan dapat diintegrasikan pada chip. Kerugiannya adalah bahwa resolusi defleksi untuk sistem pembacaan piezoresistif hanya satu nanometer dibandingkan dengan satu Angstrom dengan metode deteksi

optik. Kelemahan lain dengan metode ini adalah bahwa suatu piezoresistor harus tertanam dalam kantilever tersebut. Pembuatan mikrokantilever memerlukan struktur komposit yang lebih rumit [10, 11].

Bahan piezoresistor dalam mikrokantilever harus dilokalisasi sedekat mungkin dengan salah satu permukaan mikrokantilever untuk mendapatkan sensitivitas maksimum. Jenis *doping* yang digunakan untuk pembuatan bahan piezoresistif merupakan faktor penting. Koefisien piezoresistif dari silikon tipe N lebih besar daripada untuk P-tipe. Resistansi material piezoresistif akan berubah ketika regangan (*strain*) diterapkan padanya. Perubahan relatif dalam resistansi sebagai fungsi dari *strain* diterapkan dapat ditulis sebagai berikut [10] :

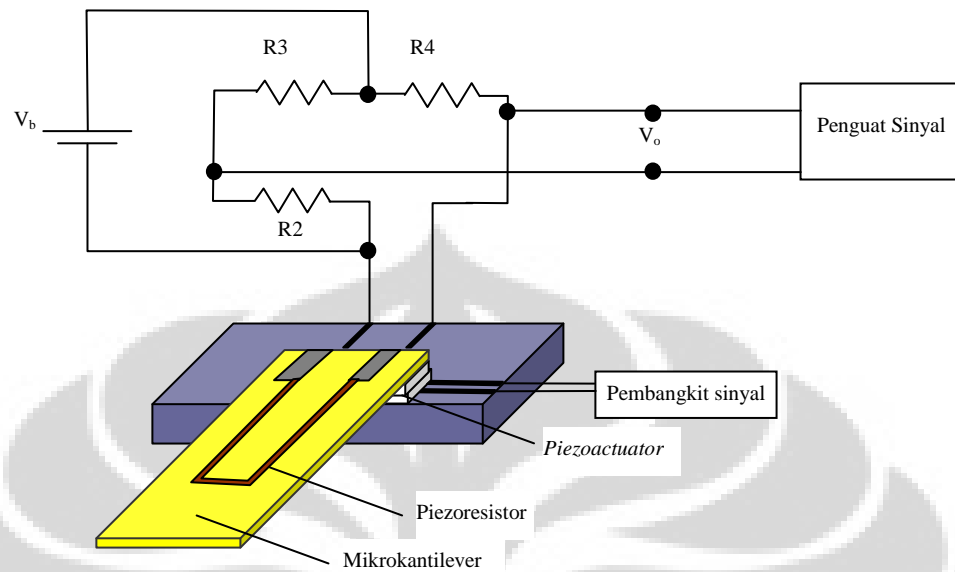
$$\frac{\Delta R}{R} = K_l \delta_l K_t \delta_t \quad (2.53)$$

dimana K menunjukkan faktor *Gage*, yang merupakan parameter material. Subkripsi l dan t mengacu pada bagian *longitudinal* dan *transversal* dari faktor *Gage*.

Kepekaan piezoresistor bervariasi secara proporsional dengan ketebalan t dan jari-jari kelengkungan. Faktor *Gage* sebanding dengan Modulus Young E, yang merupakan karakteristik intrinsik material. Faktor *Gage* juga dapat dihitung langsung dengan meregangkan mikrokantilever dan mengukur perubahan resistansi [10], sesuai dengan Persamaan 2.2 :

$$K \delta = \frac{\Delta R}{R} \quad (2.54)$$

dimana δ adalah regangan (*strain*) pada material dan R adalah resistansi. Untuk devais sensitif, faktor *Gage* seharusnya dalam orde 100. Lengan piezoresistif mikrokantilever dapat digunakan sebagai salah satu lengan dari rangkaian *Wheatstone Bridge* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Mikrokantilever piezoresistif dan jembatan *Wheatstone*

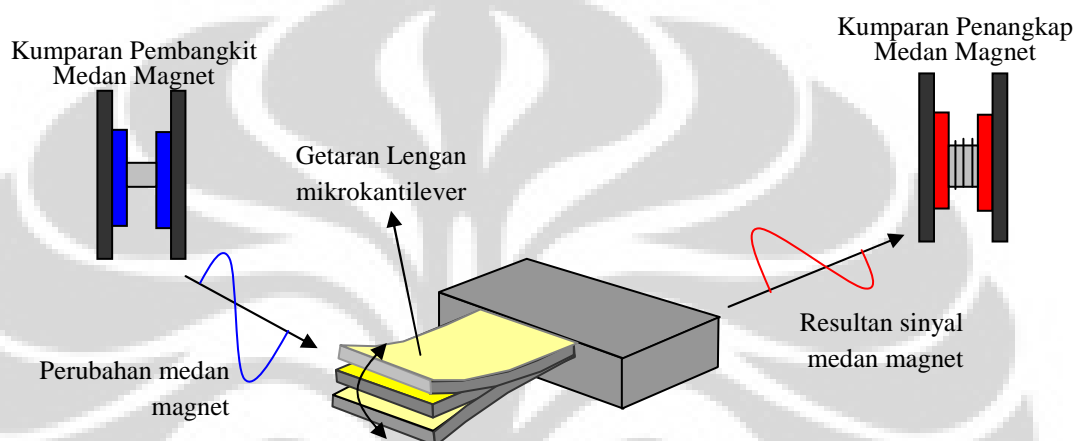
Resistansi dari lengan piezoresistor ($R_0 + \Delta R$) pada Gambar 2.7 dapat ditentukan dengan menggunakan rumus pembagi tegangan sebagai berikut [10]:

$$\Delta V = V_0 \left\{ \frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_3}{R_0 + \Delta R + R_3} \right\} \Rightarrow R_0 + \Delta R = R_3 \left\{ \frac{V_0 (R_1 + R_2)}{R_2 V_0 - \Delta V (R_1 + R_2)} - 1 \right\} \quad (2.55)$$

Ketika terdapat biomolekul yang menempel, bahan sensor secara selektif akan menarik bahan asing, sehingga terjadi perubahan volume dalam bahan sensor. Perubahan volume diukur sebagai perubahan resistansi dalam piezoresistif mikrokantilever, dan biomolekul dapat dideteksi. Keunggulan metode ini adalah ukuran yang kecil (mikrokantilever sendiri mungkin hanya beberapa puluh mikrometer), biaya yang lebih murah, rangkaian elektronika pendukung yang lebih sederhana, dan tahan terhadap guncangan dan vibrasi.

2.4.5 Metode Magnetostriktif

Metode magnetostriktif menggunakan medan magnet untuk menggetarkan mikrokantilever. Permukaan mikrokantilever dilapisi dengan bahan magnetostriktif yang mengubah energi magnet menjadi energi elastik. Gambar 2.8 menunjukkan prinsip kerja sistem kantilever magnetostriktif.



Gambar 2.8 Prinsip kerja mikrokantilever magnetostriktif.

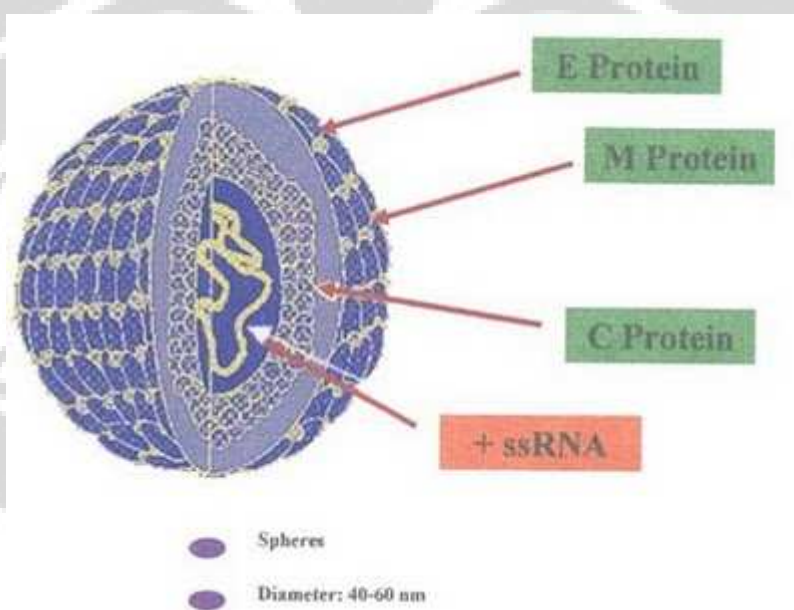
Ketika medan magnet eksternal diterapkan, dimensi material magnetostriktif berubah. Karena perubahan dimensi material magnetostriktif, fluks magnet memancar akibat efek Joule inversi. Konversi energi ini mencapai maksimum ketika frekuensi pembangkit medan sama dengan frekuensi resonansi mikrokantilever. Fase fluks magnet yang dibangkitkan oleh magnetostriktif mikrokantilever dideteksi oleh kumparan penangkap [2].

2.5 Karakteristik Virus Dengue

Virus Dengue (DEN) tergolong virus RNA anggota dari genus *Flavivirus*, famili *Flaviviridae*, sangat patogen pada manusia dan cepat menyebar melalui gigitan nyamuk *Aedes Aegypti* dan *Aedes Albopictus* terutama di negara tropis. Virus Dengue diklasifikasikan menjadi empat serotipe (DEN 1, DEN 2, DEN 3, DEN 4) dengan manifestasi klinik yang sangat bervariasi [16]. Keempat serotipe

virus dapat ditemukan di berbagai daerah di Indonesia. Serotipe DEN-3 merupakan serotipe yang dominan dan diasumsikan banyak yang menunjukkan manifestasi klinik yang berat. *Flavivirus* berbentuk sferis dengan diameter 40-60 nm. Nukleokapsid berbentuk *sferis* dengan diameter 30 nm dan dikelilingi oleh *lipid bilayer*. Berat molekul *Viron Flavivirus* adalah 22 MDa atau sekitar $3.65318844 \times 10^{-17}$ gram [17].

Komposisi *virion* terdiri dari 6% RNA, 66% protein, 9% karbohidrat, dan 17% lipid. Protein envelope (E) dan protein membran (M) menempel dalam lapisan lipid pada C-terminal yang hidrofobik. *Virion* yang dikeluarkan mengandung sejumlah M prekursor (pr-M). Komposisi nukleokapsid adalah protein kapsid (protein C) dan genom dengan densitas 1,30-1,31 g/ml. Morfologi virus Dengue untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 2.9 [18].



Gambar 2.9 Morfologi Virus Dengue

Protein struktural meliputi kapsul protein yang kaya *arginine* dan *lysine*, tersusun dari *non glucose protein* M, protein yang dibuat dari prekursor glukosilat pada saat akhir maturasi virus. Virus Dengue mempunyai 10,5 kb genom viral panjang yang terdiri dari mRNA positif yang diorganisasi di dalam *single open*

reading frame (ORF) dengan gen yang mengkode protein struktural E, prM, C, dan protein non struktural NS 1, NS 2A, NS 2B, NS 3, NS 4A, NS 4B, dan NS 5 [18]. Genom virus tertutup di dalam kapsid yang terdiri dari *protein core* (C) *single*.

Virus Dengue mempunyai dua macam protein yaitu protein struktural dan protein non-struktural. Protein struktural terdiri dari protein E, protein M, dan protein C, sedangkan protein non struktural terdiri dari tujuh protein NS1, NS2A, NS2B, NS3, NS4A, NS4B, dan NS5. Protein non-struktural tidak mempunyai kaitan dengan berat ringannya demam berdarah Dengue [19].

Protein E berperan penting dalam virulensi virus Dengue. Protein E adalah protein *envelope* utama dari *virion* yang diyakini memegang peranan penting dalam perangkaian *virion*, ikatan reseptor, penggabungan membran, dan target utama untuk antibodi netralisasi. Protein E dengan berat 50-55 kD mempunyai epitop netralisasi ganda yang terlibat dalam penggabungan pada membran virus dan dalam pengikatan pada molekul reseptor sel. Secara alami protein ini mempunyai susunan peptida *overlapping* yang memungkinkan dapat mengenali semua *strain* virus Dengue. Protein E memiliki berat molekul 52 kD mempunyai fungsi yang cukup dominan sebagai induksi antibodi [19].

Protein prM, dengan berat 35 kD adalah prekursor glikosilasi dari protein M. PrM pecah ke bentuk protein M dan *N-terminal segmen* yang disekresi ke dalam medium ekstraseluler. Pemecahan ini terjadi secara singkat sebelum atau bersamaan dengan pelepasan *virion* karena prM dan M ditemukan pada *virion* intraseluler dan ekstraseluler [20]. Protein C memiliki berat molekul 27,5 kD. Protein C dalam bentuk *virion* mempunyai daya imunogenitas paling rendah diantara protein struktural tetapi dalam bentuk *anchored* dengan protein prM (C-prM) daya imunogenitasnya menjadi lebih tinggi [19].

NS 1 adalah protein nonstruktur 1, merupakan glukoprotein yang berfungsi dalam siklus kehidupan virus yang belum jelas diketahui [16]. Protein NS 1 dengan berat molekul 39 kD bersifat imunogenik terletak di dalam sitoplasma dan

permukaan membran sel dan disekresi oleh sel mamalia yang terinfeksi. NS1 dideteksi dengan kadar tinggi pada penderita infeksi virus Dengue dengan reaksi imun sekunder, tetapi jarang dijumpai pada penderita yang menunjukkan reaksi imun primer. NS 2 memiliki dua protein (NS2A dan NS2B) yang berperan pada kompleks replikasi membran RNA). Protein NS 2A dengan berat molekul 24 kDa diperlukan untuk proses proteolitik C-terminal dari protein NS 1, sedangkan protein NS 2B diperlukan pada proses pemecahan NS 2A/NS 2B, NS 2B/NS 3, NS 3/NS 4A dan NS 4A/NS 5 yang diperantarai oleh *domain protease* dari protein NS 3. Sementara itu fungsi dari protein NS 4A (16 kD) dan NS 4B (26 kD) tidak diketahui, tetapi diperlukan untuk menghubungkan membran dari NS 3 dan NS 5 selama sintesis [20]

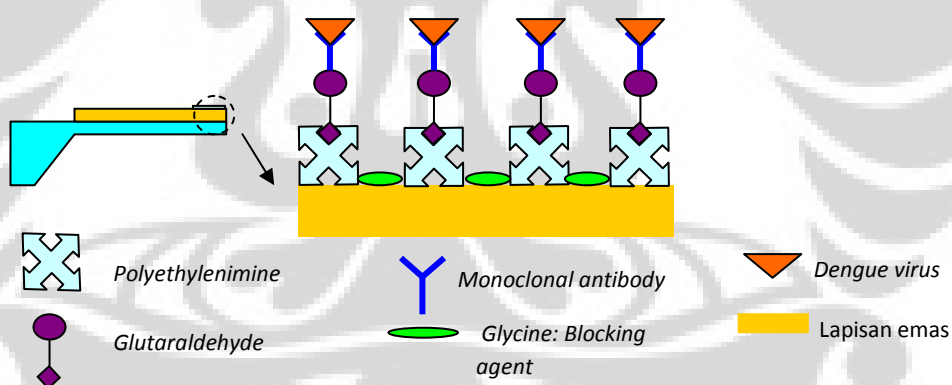
Protein NS 3 merupakan protein non struktural terbesar kedua dan berlokasi di dalam sitoplasma yang berhubungan dengan membran. Protein NS 3 dengan berat molekul 69 kD merupakan enzim polipeptida multifungsional yang diperlukan dalam proses replikasi virus. Protein NS 5 adalah protein non struktural yang memiliki berat molekul terbesar. NS5 memiliki berat molekul 105 kD dan merupakan penanda protein *Flavivirus*. [21].

2.6 Lapisan Fungsionalisasi Mikrokantilever

Mikrokantilever dilapisi dengan menggunakan dengan emas untuk melindungi permukaan mikrokantilever dari karat dan memberikan lokasi yang tepat bagi penempelan antibodi dan protein [2]. Proses penempelan emas ini dapat dilakukan dengan metode *sputtering* pada kedua sisi permukaan mikrokantilever.

Sebelum melakukan pengujian sampel, mikrokantilever dibersihkan dengan menggunakan pembersih plasma (PLASMOD *plasma cleaner*). Pembersih plasma akan membersihkan permukaan mikrokantilever dari kotoran yang mungkin berada di permukaan emas. Mikrokantilever diuji untuk menentukan frekuensi resonan dari efek pelapisan permukaan dengan emas. Setelah frekuensi resonan permukaan emas

diketahui, dilakukan proses immobilisasi antibodi virus *dengue* dengan menggunakan *Glutaraldehyde* (GA) [22]. Mikrokantilever yang telah diberi perlakuan dengan *polyethylenimine* dimasukkan dalam krusibel berisi 5 μL larutan *Glutaraldehyde* 2,5% dan biarkan bereaksi selama 30 menit. Setelah dicuci dengan air destilasi, mikrokantilever dimasukkan ke dalam krusibel yang berisi 5 μL larutan antibodi monoklonal virus Dengue Cat. No XV-2049 dari ProPci Incorporated. Kondisi ini dibiarkan selama 90 menit untuk mengimmobilisasi antibodi pada mikrokantilever. Mikrokantilever dibersihkan dengan air destilasi kemudian ditambahkan 5 μL larutan 100 mM *glycine* untuk mengeblok grup *aldehyde* yang tersisa. Mikrokantilever dibersihkan kembali dengan menggunakan air destilasi kemudian masukkan kedalam krusibel yang berisi sampel darah yang telah berisi serum virus dengue serotip 3 (DEN-3) *catalog number sc-57700* yang diperoleh dari Santa Cruz Biotechnology, Inc. Secara grafik, lapisan-lapisan fungsionalisasi permukaan mikrokantilever ditunjukkan pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 Lapisan fungsionalisasi mikrokantilever

BAB 3

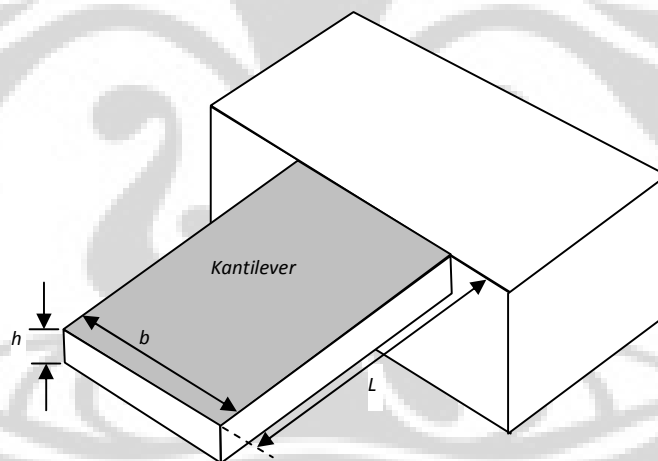
PEMODELAN

3.1 Bentuk Geometri Mikrokantilever

Bentuk mikrokantilever yang akan dihitung sensitivitasnya, yaitu bentuk I, bentuk T, dan bentuk V.

3.1.1 Bentuk I

Model pertama akan dibuat dengan bentuk mikrokantilever seperti ditunjukkan pada Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Bentuk I: kantilever dengan bentuk balok.

Momen inersia dari bentuk balok segi empat ini dapat dihitung dengan menggunakan persamaan :

$$I = \frac{1}{12} bh^3 \quad (3.1)$$

Dari persamaan (3.1), nilai konstanta pegas (k_{eff}) dapat dihitung dengan persamaan :

$$k_{eff} = \frac{3\hat{E}I}{L^3} = \frac{4\hat{E}bh^3}{L^3} \quad (3.2)$$

dimana b adalah lebar, L panjang, dan h tebal mikrokantilever.

Massa efektif mikrokantilever pada ujung lengan adalah:

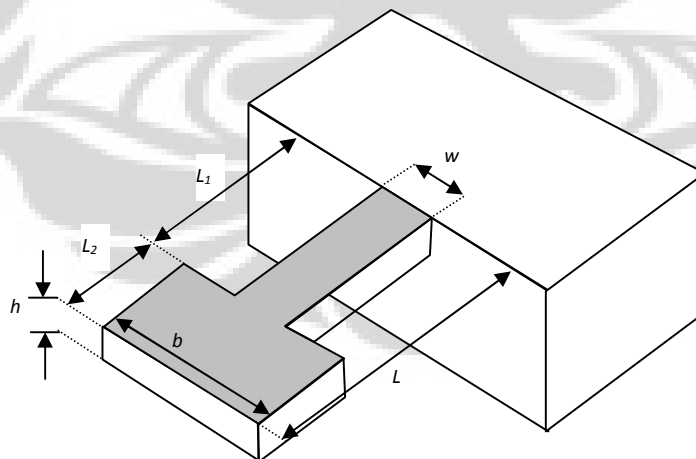
$$m_{eff} = \frac{k}{[2\pi f_n]^2} \quad (3.3)$$

$$m_{eff} = \frac{\left(\frac{3EI}{L^3}\right)}{\left\{2\pi \left(\frac{1}{2\pi} \left[\frac{\beta_n}{L}\right]^2 \sqrt{\frac{EI}{\rho A}}\right)\right\}^2} \quad (3.4)$$

$$m_{eff} = \frac{3\rho AL}{\beta_n^4} = \frac{3\rho bhL}{\beta_n^4} \quad (3.5)$$

3.1.2 Bentuk T

Model kedua akan dibuat dengan bentuk mikrokantilever seperti huruf T yang ditunjukkan pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Bentuk T : kantilever dengan bentuk huruf T

Dengan bentuk ini, kantilever dimodelkan sebagai kantilever bentuk I dengan massa yang menempel diujung bebasnya. Nilai momen inersia mikrokantilever bentuk ini adalah :

$$I_1 = \frac{wh^3}{12}; \text{ dan } I_2 = \frac{bh^3}{12} \quad (3.8)$$

Untuk menghitung k_{eff} , digunakan persamaan umum kurva defleksi lengan kantilever:

$$\frac{d^2 y}{dx^2} = \frac{-F}{\hat{E}I}(x-L) \quad (3.9)$$

dimana F adalah gaya tekan pada struktur, \hat{E} adalah modulus Young efektif dari material, I adalah momen inersia, x jarak suatu titik terhadap ujung kantilever yang diam pada sumbu x . Persamaan (3.9) berubah terhadap x , sehingga perlu membagi area kantilever menjadi 2 bagian. Bagian pertama berada pada rentang $0 \leq x \leq L_1$, sebagai kantilever dengan panjang L_1 , dan bagian kedua pada rentang $L_1 \leq x \leq L$, sebagai massa yang ditambahkan pada ujung kantilever. Sehingga Persamaan (3.9) akan menjadi :

$$\frac{d^2 y}{dx^2} = \begin{cases} \frac{d^2 y_1}{dx^2} = \frac{-F}{\hat{E}I_1}(x-L); x \leq L_1 \\ \frac{d^2 y_2}{dx^2} = \frac{-F}{\hat{E}I_2}(x-L); L_1 \leq x \leq L \end{cases} \quad (3.10)$$

Persamaan (3.10) diintegrasikan dua kali untuk mendapatkan persamaan defleksi kantilever:

$$y(x) = \begin{cases} y_1 = \frac{-F}{\hat{E}I_1} \left(\frac{x^3}{6} - L \frac{x^2}{2} \right) + c_1 x + c_2; x \leq L_1 \\ y_2 = \frac{-F}{\hat{E}I_2} \left(\frac{x^3}{6} - L \frac{x^2}{2} \right) + c_3 x + c_4; L_1 \leq x \leq L \end{cases} \quad (3.11)$$

Batasan untuk Persamaan 3.11 di atas adalah :

$$\begin{aligned} y_1(0) &= 0 \text{ (tidak terjadi defleksi pada ujung tetap kantilever);} \\ y_1'(0) &= 0 \text{ (tidak ada sudut kemiringan pada ujung tetap kantilever);} \end{aligned} \quad (3.12)$$

$$\begin{aligned} y_1(L_1) &= y_2(L_1) \text{ (kondisi defleksi di titik sambungan)} \\ y_1'(L_1) &= y_2'(L_1) \text{ (kondisi sudut kemiringan di titik sambungan)} \end{aligned} \quad (3.13)$$

Dengan memasukkan batasan tersebut pada Persamaan (3.11), akan diperoleh nilai konstanta integrasi:

$$\begin{aligned} c_1 &= 0 \\ c_2 &= 0 \\ c_3 &= \left(\frac{b}{w} - 1\right) \left(\frac{L_1^2}{2} - L_1 L\right) \\ c_4 &= \left(\frac{b}{w} - 1\right) \left(\frac{L_1^2}{2} - \frac{L_1 L}{3}\right) \end{aligned} \quad (3.14)$$

Persamaan (3.8) dan Persamaan (3.14) disubstitusikan ke dalam Persamaan (3.11) untuk mendapatkan persamaan defleksi mikrokantilever $y(x)$. Untuk mendapatkan defleksi maksimum mikrokantilever, perlu memasukkan nilai $x = L$ sehingga diperoleh [23]:

$$y_{maks} = \frac{4F}{\hat{E}h^3} \left(\frac{L_2^3}{b} + \frac{L_1^3}{w} + \frac{3L_1^2 L_2}{w} + \frac{3L_2^2 L_1}{w} \right) \quad (3.15)$$

Sehingga, nilai k_{eff} dapat dihitung dengan menggunakan persamaan umum untuk konstanta pegas [23] :

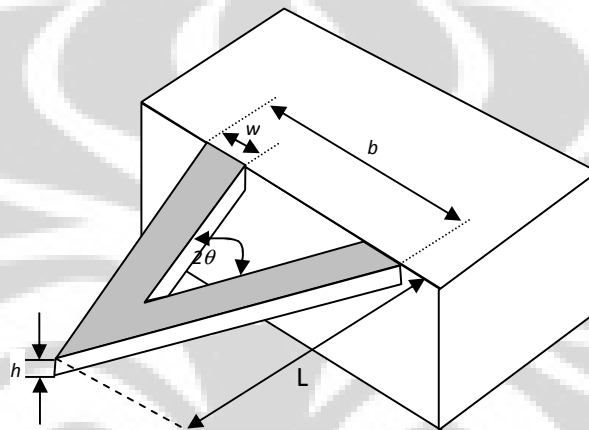
$$k_{eff} = \frac{F}{y_{maks}} = \frac{\hat{E}h^3}{4} \left(\frac{wb}{L_2^3 w + L_1^3 b + 3L_1^3 L_2 b + 3L_2^3 L_1 b} \right) \quad (3.16)$$

Persamaan untuk massa efektif mikrokantilever dapat dibentuk berdasarkan Persamaan (3.5) ditambah dengan massa bagian kedua dari kantilever yaitu :

$$m_{eff} = \frac{3\rho}{\beta_n^4} (whL_1 + bhL_2) \quad (3.17)$$

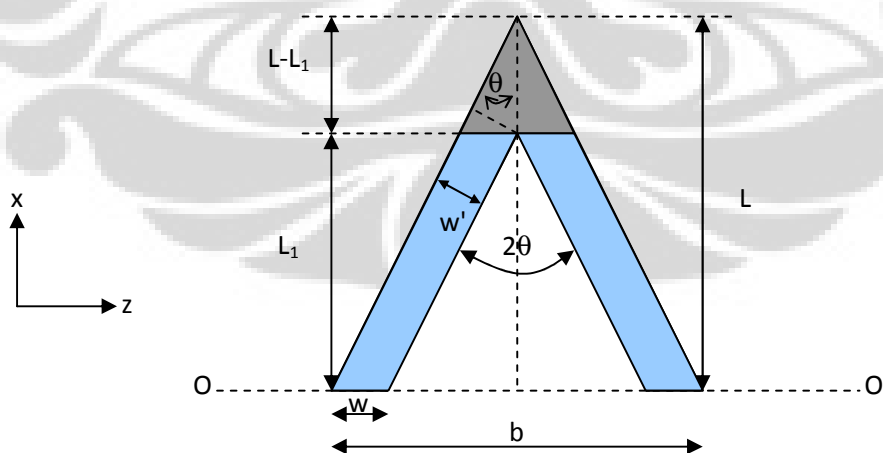
3.1.3 Bentuk V

Model ketiga dibuat dengan bentuk mikrokantilever seperti huruf V yang ditunjukkan pada Gambar 3.3



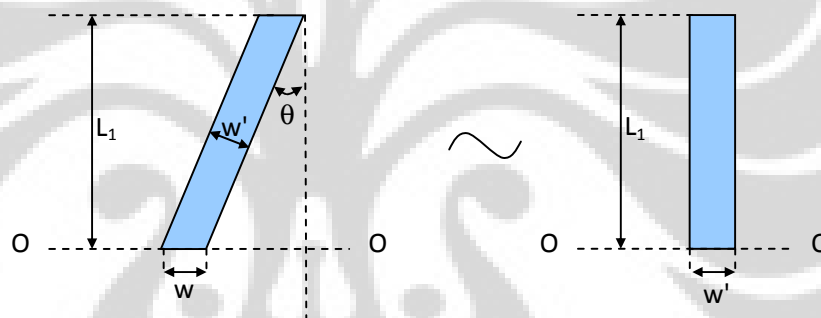
Gambar 3.3 Bentuk V: kantilever dengan bentuk huruf V

Bentuk V secara lebih detail dapat dilihat di Gambar 3.4.

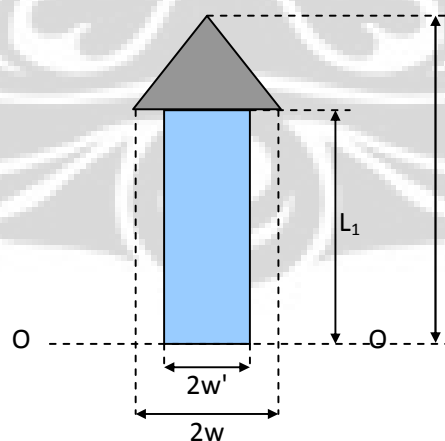


Gambar 3.4 Penampang melintang kantilever berbentuk V

Terlihat pada Gambar 3.4 bahwa kantilever bentuk V dibangun atas dua buah jajaran genjang dan satu buah segitiga di ujungnya. Kantilever diasumsikan tidak mengalami *anticlastic curvature* dalam fungsi defleksi pada ujung segitiga sehingga fungsi defleksi terbebas dari sumbu z . Bentuk lengan kantilever sebelah kanan simetri dengan lengan sebelah kiri. Analisis kantilever ini dapat didekati dengan satu jajaran genjang. Kantilever berbentuk jajaran genjang telah dianalisis oleh Sader bahwa fungsi defleksi yang diturunkan identik dengan persamaan defleksi kantilever berbentuk balok dengan panjang L_1 dan lebar w' [24]. Gambar 3.5 menunjukkan perbandingan geometri kantilever tersebut. Oleh karena itu, kantilever bentuk V dapat dianalisis dengan pendekatan kantilever balok (*parallel beam approximation*) seperti yang ditunjukkan Gambar 3.6.



Gambar 3.5. Lengan sebelah kanan kantilever, O-O adalah titik nol sumbu x , d' adalah lebar terkecil dari lengan jajaran genjang.



Gambar 3.6. Pendekatan analisis dengan kantilever berbentuk balok untuk menganalisis kantilever berbentuk V

Untuk mendapatkan konstanta pegas k dari bentuk mikrokantilever ekivalen seperti pada Gambar 3.6, diterapkan metode orde ke-0. Pada metode ini, fungsi defleksi dibentuk dari persamaan :

$$y(x, z) \approx y_0(x) \quad (3.18)$$

Fungsi defleksi yang sebenarnya, dalam fungsi x dan z , didekati dengan hanya dalam fungsi x saja. Sehingga Persamaan 3.18 akan sangat tepat jika hanya terjadi defleksi yang sangat kecil terhadap sumbu z . Dengan demikian, momen lentur dan stres pada sumbu z dianggap nol. Oleh karena itu, persamaan konstanta pegas k dapat dinyatakan dengan [24]:

$$k_{eff} = \frac{Eh^3w}{2L^3} \cos \theta \left(1 + \frac{4w^3}{b^3} (3 \cos \theta - 2) \right)^{-1} \quad (3.19)$$

Berdasarkan Gambar 3.4, nilai $\cos \theta$ pada Persamaan 3.19 dapat dihitung dengan persamaan :

$$\cos \theta = \frac{L}{\sqrt{\frac{1}{4}b^2 + L^2}} \quad (3.20)$$

Persamaan untuk menghitung massa efektif mikrokantilever dapat dibentuk dari Persamaan 3.5 dan ditambah dengan massa bagian kedua yang berbentuk segitiga sesuai Gambar 3.6, yaitu:

$$m_{eff} = \frac{6\rho}{\beta_n^4} \left(w'hL_1 + \frac{w^2hL}{b} \right) \quad (3.21)$$

Panjangnya L_1 dapat dihitung dengan menggunakan persamaan tangen sudut θ berdasarkan Gambar 3.4, dimana sudut θ pada segitiga L_1 sama dengan sudut pada segitiga L .

$$\tan \theta = \frac{\left(\frac{1}{2}b\right)}{L} = \frac{\left(\frac{1}{2}b - w\right)}{L_1} \quad (3.22)$$

$$L_1 = \left(1 - 2\frac{w}{b}\right)L$$

sedangkan panjang w' dapat dihitung dengan menggunakan persamaan sudut sinus θ berdasarkan segitiga pada Gambar 3.4.

$$\sin \theta = \frac{w'}{L - L_1} = \frac{\left(\frac{1}{2}b\right)}{\sqrt{L^2 + \left(\frac{1}{2}b\right)^2}} \quad (3.23)$$

$$w' = \frac{(L - L_1)b}{\sqrt{4L^2 + b^2}}$$

3.2 Pengaruh Pelapisan Emas Pada Mikrokantilever

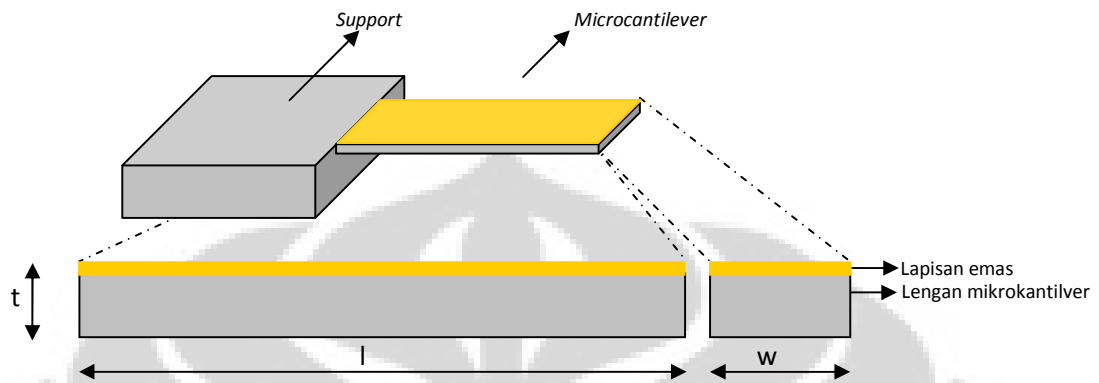
Pada bagian ini, pengaruh penambahan lapisan emas akan diarahkan pada sensor berbasis mikrokantilever dengan bentuk I. Pada aplikasi mikrokantilever sebagai biosensor, permukaannya perlu dilapisi dengan emas untuk dapat memberikan lokasi yang tepat bagi penempelan antibodi dan protein [2]. Secara grafis, pelapisan emas dapat dilihat pada Gambar 3.7.

Nilai massa efektif mikrokantilever dapat dihitung dengan asumsi bahwa setiap lapisan memiliki panjang dan lebar yang sama sesuai persamaan berikut [25]:

$$m_{eff} = \frac{3}{\beta_n^4} m_{cantilever} + m_{add} = \left(\frac{3Lw}{\beta_n^4} \sum_i \rho_i t_i \right) + m_{add} \quad (3.24)$$

dimana ρ dan t adalah adalah densitas bahan dan ketebalan lapisan ke- i dari mikrokantilever, L adalah panjang dan w adalah lebar mikrokantilever. β_n adalah parameter tanpa dimensi yang merupakan solusi numerik dari persamaan

transendental lengan mikrokantilever, sedangkan m_{add} adalah massa target yang teradsorpsi pada permukaan mikrokantilever.



Gambar 3.7 Geometri mikrokantilever dengan lapisan emas

Konstanta pegas merupakan fungsi dari modulus Young E dari material mikrokantilever, dengan Persamaan 3.25 [5].

$$k_{eff} = \frac{3(\hat{E}I)_{eff}}{l^3} \quad (3.25)$$

\hat{E} adalah modulus Young efektif dengan persamaan :

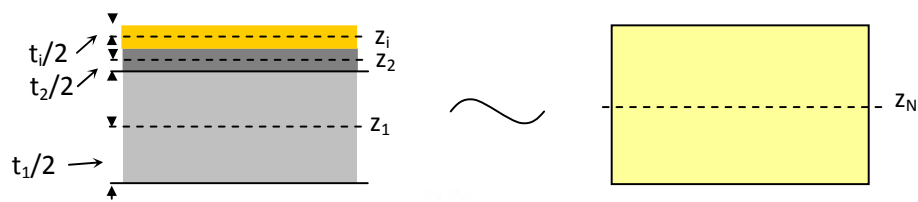
$$\hat{E} = \frac{E}{1-\nu^2} \quad (3.26)$$

dimana ν adalah Poisson's ratio.

$(EI)_{eff}$ merupakan *effective stiffness* dari komposit mikrokantilever dengan persamaan [26] :

$$(\hat{E}I)_{eff} = w \sum_i \left(\hat{E}_i \left(\frac{t_i^3}{12} + t_i (Z_i - Z_N)^2 \right) \right) \quad (3.27)$$

$(Z_i - Z_N)$ adalah jarak antara pusat lapisan ke- i dan sumbu netral mikrokantilever. Secara grafis dapat dilihat pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Pendekatan sumbu netral mikrokantilever dengan pelapisan emas.



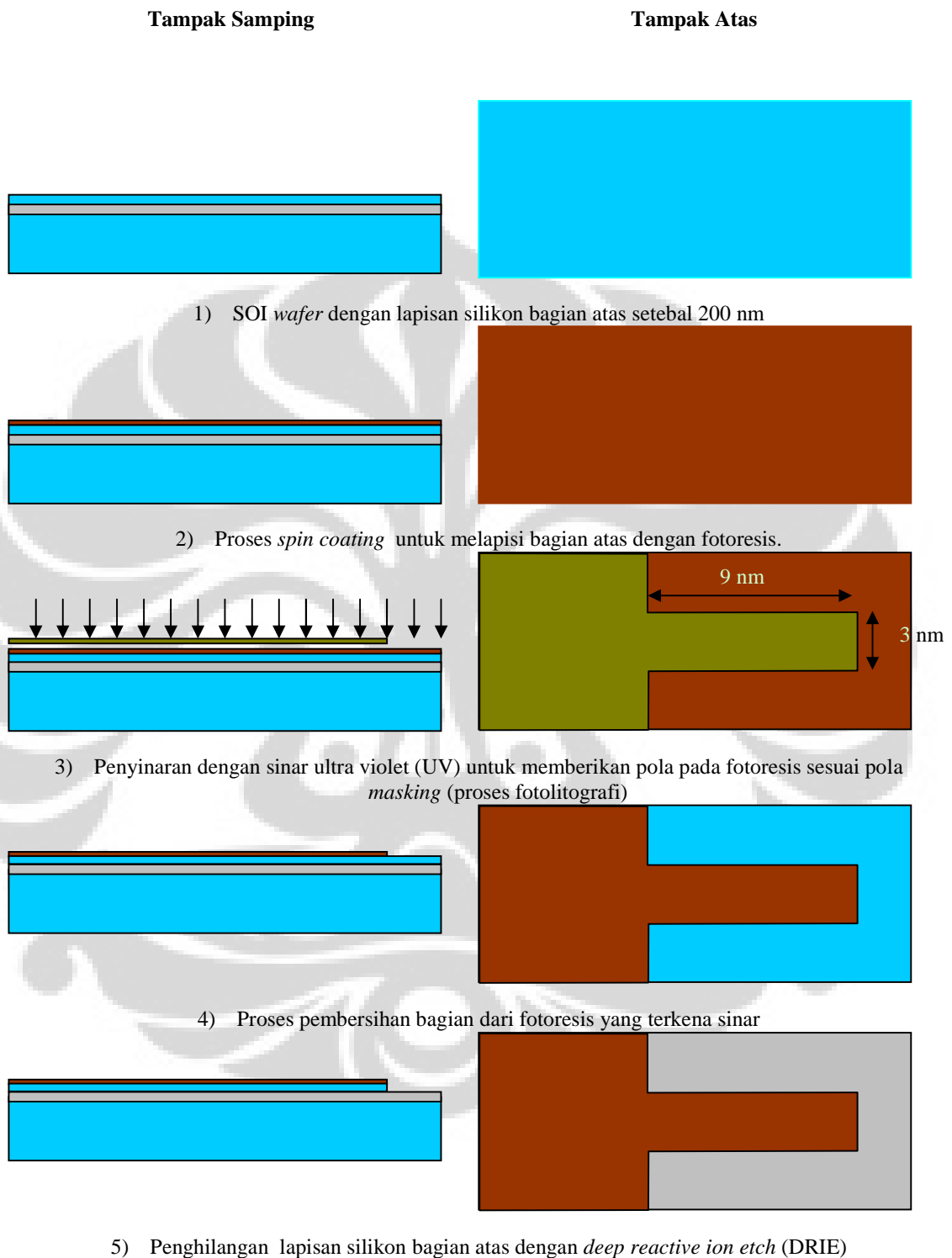
BAB 4

DESAIN FABRIKASI

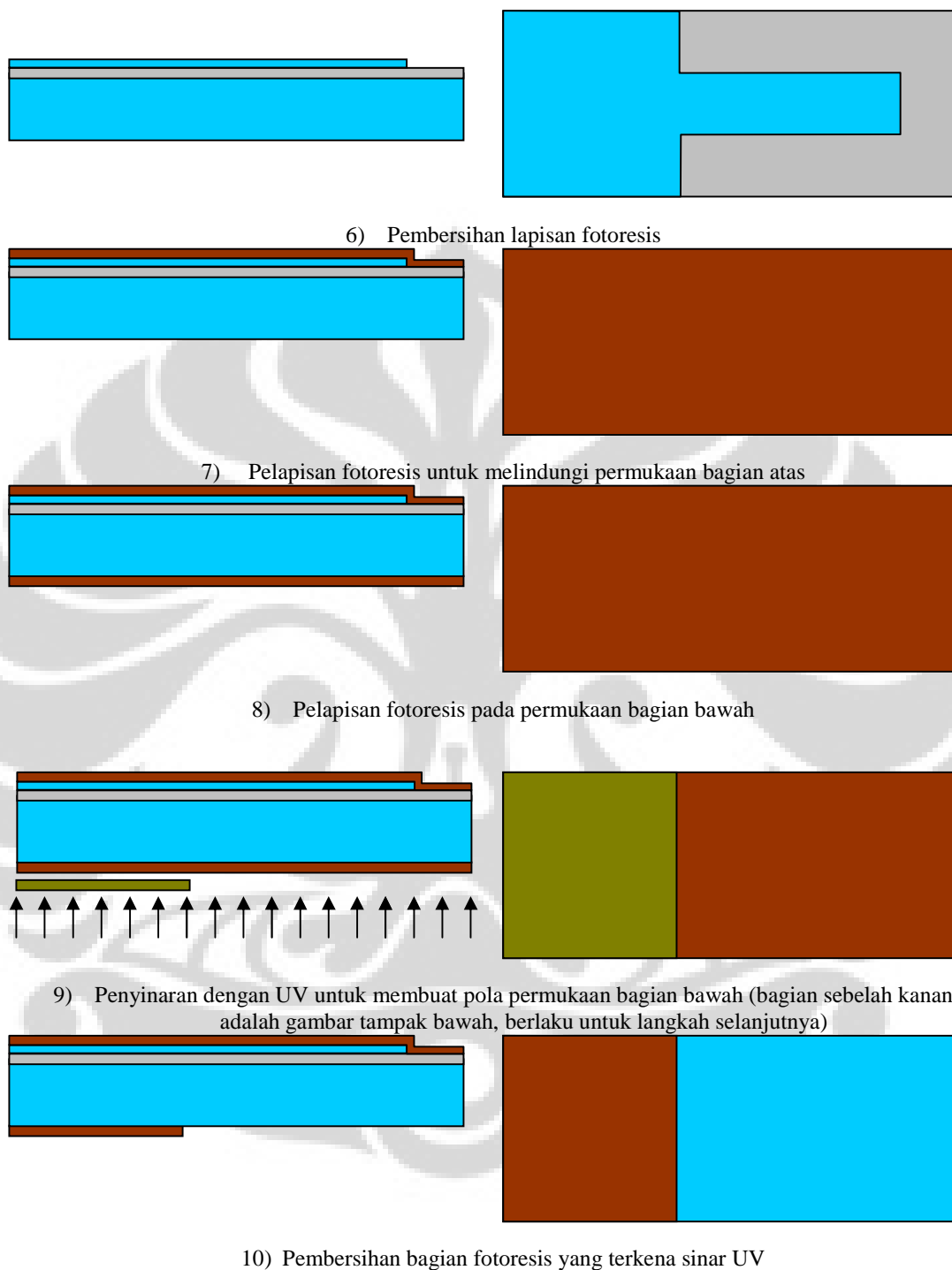
Mikrokantilever dirancang dengan dimensi panjang 9 μm lebar 3 μm dan tebal 200 nm. Untuk melakukan fabrikasi mikrokantilever dilakukan tiga proses dasar yaitu pembuatan pola (*patterning*), etsa (*etching*), dan deposisi lapisan tipis (*thin film deposition*) [9]. Bentuk mikrokantilever dapat ditentukan dengan pemberian pola lapisan silikon dengan teknik fotolitografi kemudian diikuti dengan *deep reactive ion etching* (DRIE). DRIE merupakan metode etsa yang sangat anisotropik sehingga sangat ideal dalam pemotongan dengan aspek rasio yang sangat tinggi. Teknik etsa ini sangat tepat untuk digunakan dalam proses pembentukan mikrokantilever.

Fabrikasi mikrokantilever ini menggunakan *silicon-on-insulator* (SOI) wafer dengan lapisan Si di atasnya dengan ketebalan 200 nm. Penggunaan SOI wafer dapat mempermudah proses fabrikasi dengan metode yang lebih sederhana karena tidak melakukan deposisi lapisan tipis sebagai bahan dasar mikrokantilever. Dengan SOI wafer, mikrokantilever dapat dibuat sesuai dengan ketebalan lapisan silikon pada bagian atas dari wafer. Oleh karena itu, langkah-langkah yang digunakan dalam proses fabrikasi mikrokantilever terdiri atas teknik fotolitografi dan teknik etsa. Langkah-langkah fabrikasi mikrokantilever dapat dilihat pada Gambar 4.1.

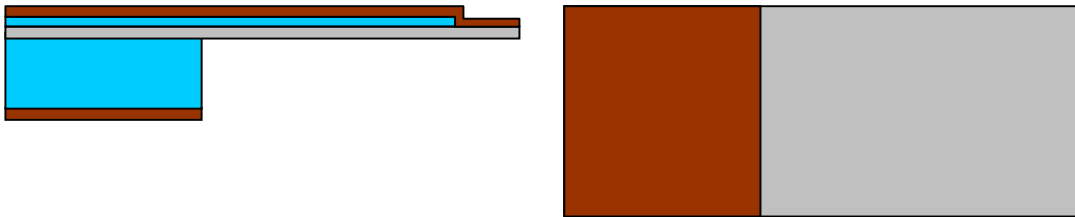
Pelapisan emas pada mikrokantilever dapat dilakukan pada saat proses pembuatan mikrokantilever maupun pada mikrokantilever yang telah jadi. Pelapisan emas yang dirancang dengan ketebalan 30 nm lebih tepat dilakukan dengan teknik *electron-beam deposition* daripada dengan teknik *sputtering*. Hal ini disebabkan karena semakin tebal lapisan *masker* akan menyebabkan terjadinya bayangan pada target pelapisan. [28].



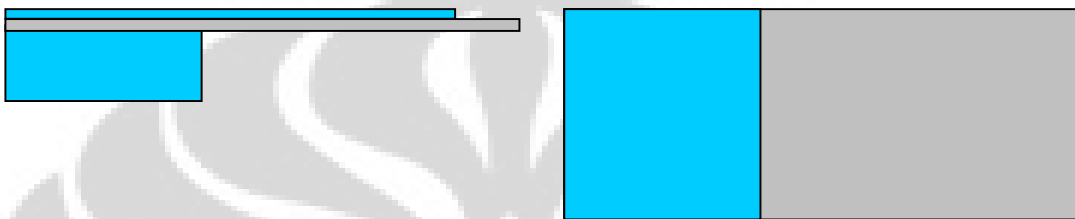
Gambar 4.1 Langkah-langkah fabrikasi mikrokantilever



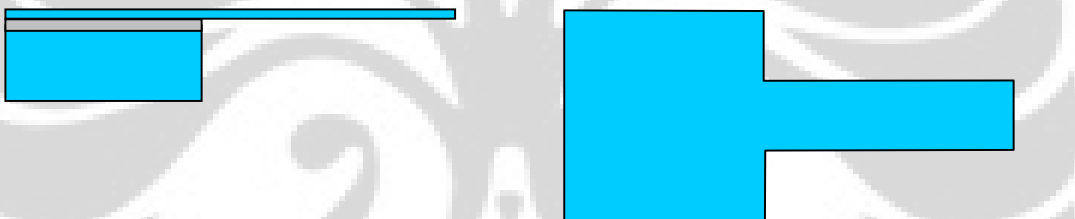
Gambar 4.1 Langkah-langkah fabrikasi mikrokantilever (lanjutan)



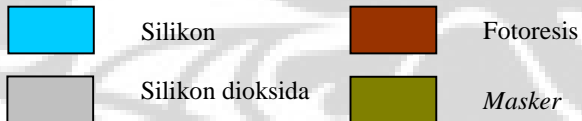
11) Etsa lapisan silicon bagian bawah dengan DRIE



12) Lapisan fotorevis dibersihkan dari kedua permukaan

13) Etsa lapisan silikon dioksida dengan *wet etching* untuk menghasilkan devais mikrokantilever

Keterangan gambar:



Gambar 4.1 Langkah-langkah fabrikasi mikrokantilever (lanjutan)

Dari 13 langkah fabrikasi mikrokantilever pada Gambar 4.1, proses pelapisan emas dapat dilakukan setelah langkah ke-6 atau setelah langkah ke-13.

BAB 5

PERHITUNGAN DAN ANALISIS

Perhitungan frekuensi resonansi dan sensitivitas mikrokantilever dilakukan dengan menggunakan persamaan-persamaan yang telah dijelaskan pada Bab 2 dan Bab 3. Parameter-parameter mekanis yang digunakan dalam simulasi dapat dilihat pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1 Parameter mekanis mikrokantilever [26-28]

Parameter	Silikon	Silikon Nitrida	Emas	Polisilikon tipe p	Antibodi Virus
Massa jenis(kg/m ³)	2330	3300	19280	2300	1x10 ⁻⁷
Modulus Young (GPa)	190	280	75	150	-
Rasio Poisson	0,27	0,25	0,35	0,21	-

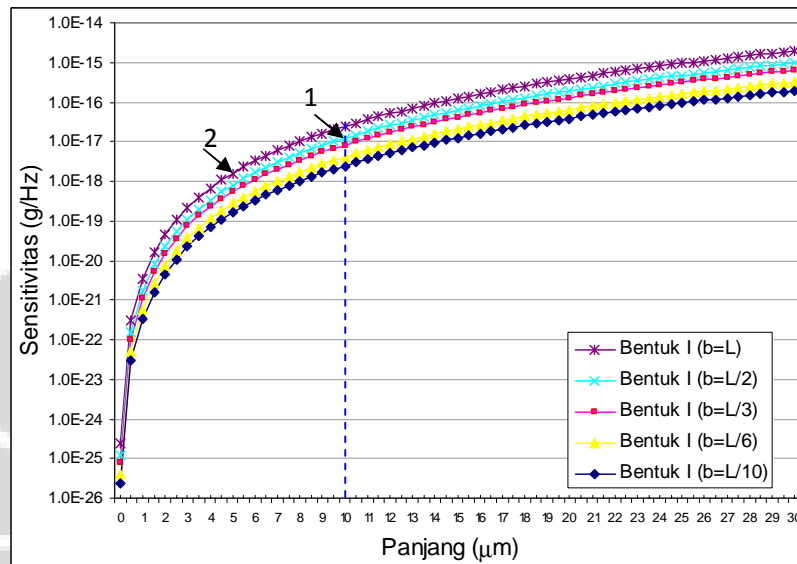
Simulasi perhitungan dilakukan untuk mendapatkan disain mikrokantilever yang mampu mendeteksi virus tunggal Dengue.

5.1 Pengaruh Perubahan Dimensi Terhadap Sensitivitas dan Frekuensi Resonansi Mikrokantilever

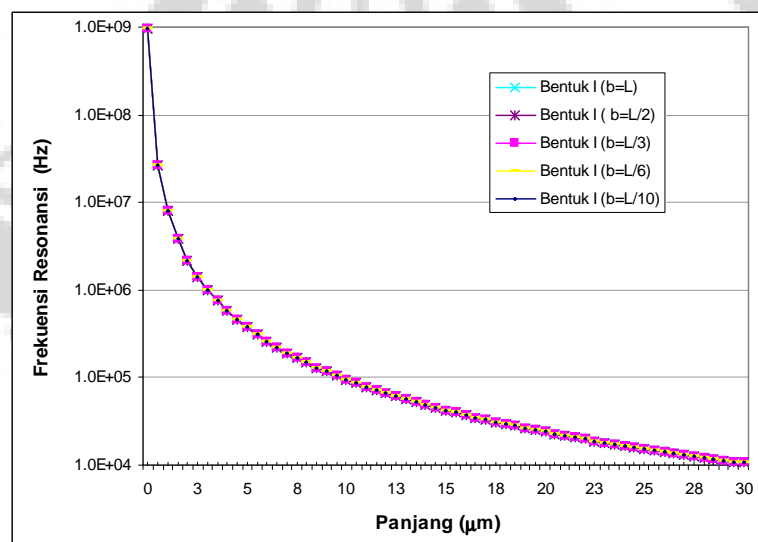
5.1.1 Bentuk I

Bentuk mikrokantilever paling sederhana adalah berbentuk I. Mikrokantilever disimulasikan dengan panjang 0,1 μm sampai dengan 30,1 μm dengan asumsi bahwa pada rentang tersebut mikrokantilever memiliki sensitivitas yang tinggi. Ukuran lebar (b) divariasikan terhadap panjangnya (L) untuk mengetahui seberapa signifikan pengaruh dimensi terhadap sensitivitas mikrokantilever. Dengan panjang dan tebal yang sama, dimensi mikrokantilever divariasikan dengan ukuran lebar yaitu $b=L$,

$b=L/2$, $b=L/3$, $b=L/6$ dan $b=L/10$. Hasil perhitungan sensitivitas mikrokantilever dapat dilihat pada Gambar 5.1 dan frekuensi resonansi pada Gambar 5.2.



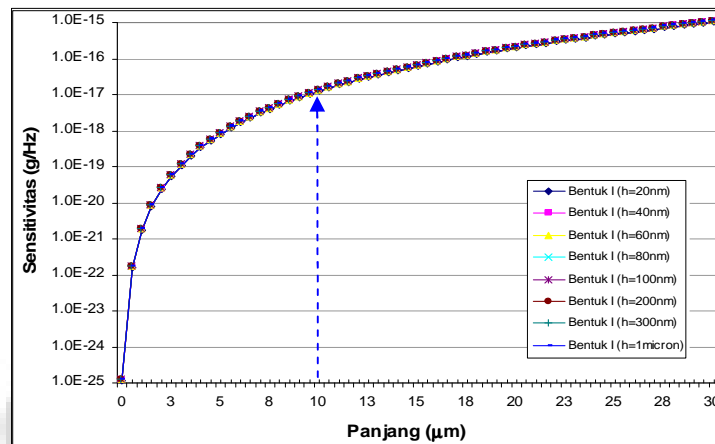
Gambar 5.1 Sensitivitas mikrokantilever bentuk I dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b



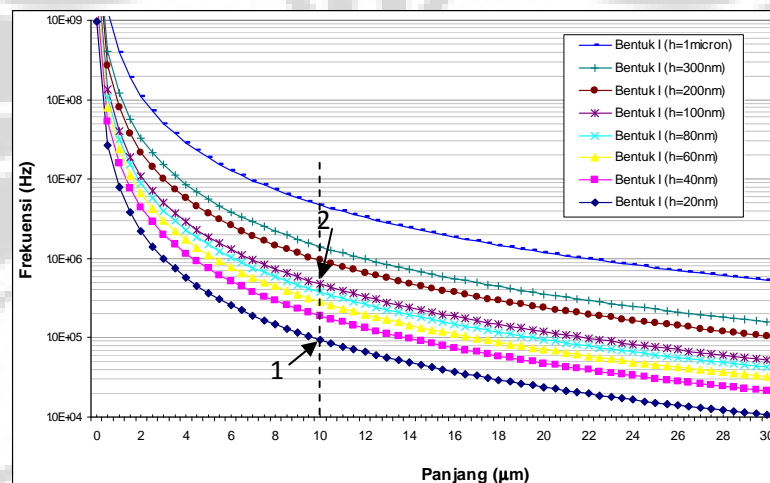
Gambar 5.2 Frekuensi Resonansi Mikrokantilever Bentuk I dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b

Dari Gambar 5.1 ditunjukkan bahwa pada ukuran panjang yang sama, sensitivitas mikrokantilever akan meningkat berbanding terbalik dengan lebarnya. Pada kasus panjang mikrokantilever 10 μm dengan ketebalan 20 nm, ditandai dengan garis vertikal biru, perubahan lebar dari 5 μm (grafik $b=L/2$) menjadi 3,3 μm (grafik $b=L/3$) akan meningkatkan sensitivitas dari $1,23 \times 10^{-17}$ g/Hz atau 12,3 attogram/Hz menjadi 8,21 attogram/Hz. Sedangkan perubahan panjang mikrokantilever dari 10 μm menjadi 5 μm , ditandai dengan panah 1 dan 2, dengan lebar tetap 5 μm , akan menurunkan sensitivitasnya dari 12,3 attogram/Hz menjadi 16 attogram/Hz. Sedangkan frekuensi resonansi tidak mengalami perubahan meskipun lebar mikrokantilever divariasikan seperti tampak pada Gambar 5.2.

Simulasi perhitungan sensitivitas dan frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk I dengan variasi ketebalan lapisan mikrokantilever dapat dilihat pada Gambar 5.3 dan Gambar 5.4. Ketebalan mikrokantilever tidak berpengaruh pada nilai sensitivitasnya. Hal tersebut sangat jelas terlihat pada Gambar 5.3 dimana dari 8 grafik ketebalan berimpit hanya menjadi 1 grafik saja. Namun demikian, ketebalan mikrokantilever akan berpengaruh pada frekuensi resonansi sensor. Berdasarkan Gambar 5.4, semakin tipis suatu mikrokantilever, frekuensi resonansi akan semakin rendah. Frekuensi resonansi yang rendah akan mempermudah cara pengoperasian mikrokantilever dan mempermudah cara deteksi perubahan frekuensi resonansinya. Pada sensitivitas 12,3 attogram/Hz, mikrokantilever dengan ketebalan 20 nm akan beresonansi di kisaran frekuensi 95kHz (panah 1), sedangkan ketebalan 100 nm berada pada kisaran 470kHz (panah 2).



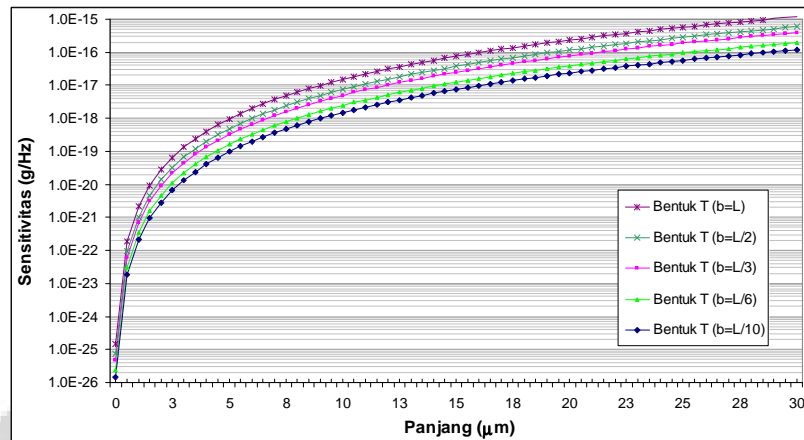
Gambar 5.3 Sensitivitas mikrokantilever bentuk I dengan variasi ketebalan (h)



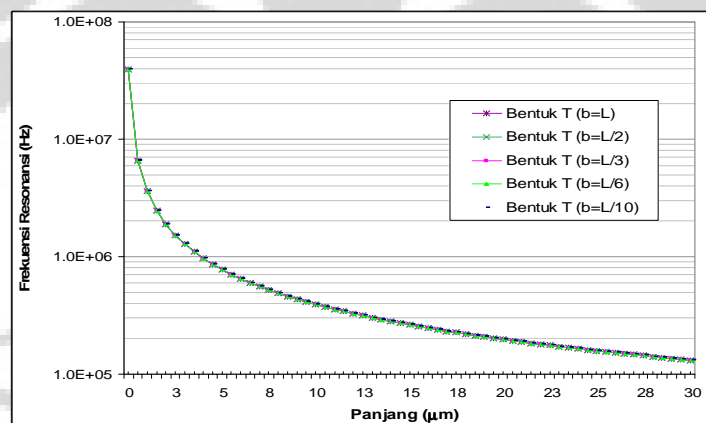
Gambar 5.4 Frekuensi resonansi mikrokantilever dengan variasi ketebalan h

5.1.2 Mikrokantilever Bentuk T

Mikrokantilever bentuk T memiliki dasar perhitungan yang sama dengan mikrokantilever bentuk I sehingga secara umum keduanya memiliki kecenderungan respon sensitivitas yang sama terhadap perubahan dimensi. Hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 5.5 dan Gambar 5.6.



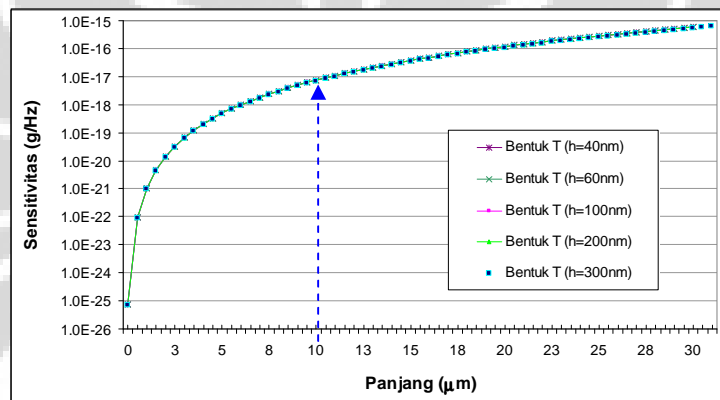
Gambar 5.5 Sensitivitas mikrokantilever bentuk T dengan variasi perbandingan panjang L_1 dan L_2



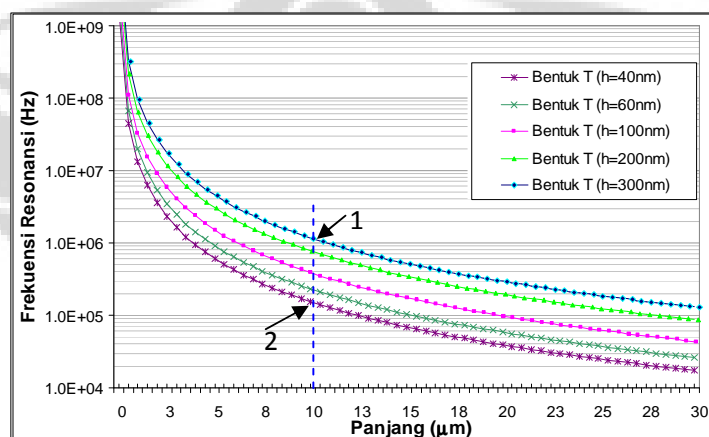
Gambar 5.6 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk T dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b

Gambar 5.5 menunjukkan bahwa semakin panjang mikrokantilever maka semakin sensitif terhadap perubahan massa. Sedangkan Gambar 5.6 menunjukkan bahwa perubahan panjang dan lebar tidak berpengaruh terhadap tanggapan frekuensi resonansi sensor.

Ketebalan tidak berpengaruh signifikan pada sensitivitas mikrokantilever bentuk T. Hal tersebut ditunjukkan pada Gambar 5.7. Seperti halnya bentuk I, ketebalan juga berpengaruh pada frekuensi kerja sensor berbasis mikrokantilever berbentuk T. Semakin tipis mikrokantilever, semakin rendah frekuensi resonansinya. Hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 5.8. Mikrokantilever dengan ketebalan 300nm akan bekerja pada frekuensi 1,16 MHz, sedangkan sensor dengan ketebalan 20nm bekerja pada frekuensi resonansi 77,6 kHz (tanda panah 1), dimana keduanya memiliki sensitivitas yang sama yaitu 7,5 attogram/Hz (tanda panah 2).

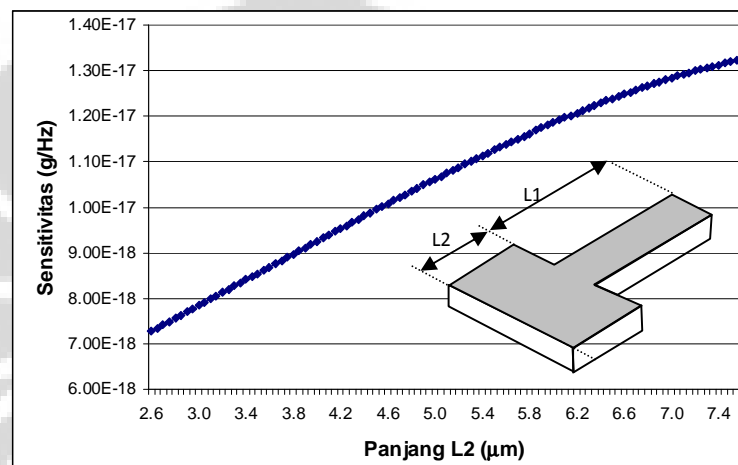


Gambar 5.7 Sensitivitas mikrokantilever bentuk T dengan variasi ketebalan h



Gambar 5.8 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk T dengan variasi ketebalan h

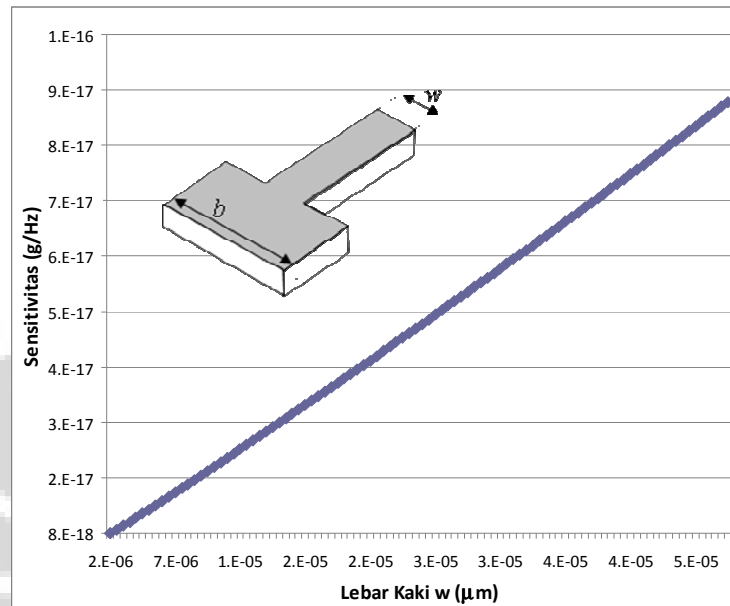
Penambahan bentuk segi empat pada ujung mikrokantilever mengakibatkan pusat massa bergeser ke arah ujungnya. Parameter L_1 dan L_2 menentukan posisi penambahan bentuk segi empat tersebut. Hasil perhitungan sensitivitas terhadap perubahan L_1 dan L_2 pada mikrokantilever dengan panjang L sebesar $10\ \mu\text{m}$ dan parameter lainnya dijaga konstan, dapat dilihat pada Gambar 5.9.



Gambar 5.9 Sensitivitas mikrokantilever terhadap perubahan panjang L_1 dan L_2

Berdasarkan Gambar 5.9 dapat dianalisis bahwa semakin kecil luasan daerah L_2 maka semakin sensitif mikrokantilever. Dengan panjang L_2 sebesar $2,5\ \mu\text{m}$, dan $7,0\ \mu\text{m}$ dapat diperoleh sensitivitas sensor berurut-turut $7,2\ \text{attogram/Hz}$ dan $12,9\ \text{attogram/Hz}$. Penambahan luasan L_2 ditujukan untuk dijadikan sebagai area penangkapan analit sehingga apabila terlalu sempit akan menyulitkan proses fungsionalisasi dan membuat mikrikantilever rentan patah di ujungnya. Oleh karena itu, panjan L_2 ditetapkan sebesar $\frac{1}{4}$ dari panjang mikrokantilever L untuk mendapatkan

Parameter lain yang berpengaruh pada sensitivitas mikrokantilever bentuk T adalah lebar kaki w . Pengaruh lebar kaki w terhadap sensitivitas mikrokantilever dengan lebar b tetap sebesar $50\ \mu\text{m}$, dapat dilihat pada Gambar 5.10.



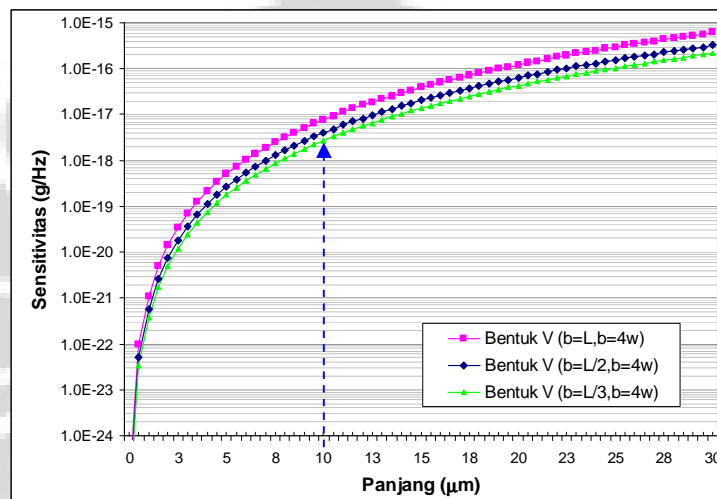
Gambar 5.10 Pengaruh lebar kaki w pada sensitivitas mikrokantilever bentuk T

Berdasarkan Gambar 5.10 dapat dianalisis bahwa semakin kecil kaki mikrokantilever, maka semakin tinggi sensitivitasnya. Namun demikian, secara praktiknya, semakin kecil kaki mikrokantilever akan menyebabkan kaki akan mudah patah. Disamping itu, jika lebar mikrokantilever b jauh lebih besar dari lebar kaki w , maka gerakan mikrokantilever ke arah sumbu z (menyamping) menjadi sangat tinggi. Untuk menghindari hal tersebut, lebar kaki w ditetapkan $1/3$ dari lebar mikrokantilever b .

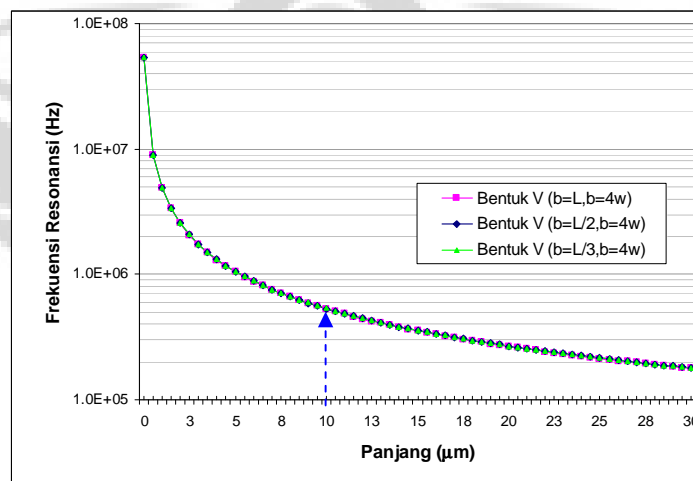
5.1.3 Mikrokantilever Bentuk V

Pengaruh dimensi terhadap sensitivitas mikrokantilever bentuk V dapat dilihat pada Gambar 5.11. Seperti halnya 2 bentuk mikrokantilever sebelumnya, perubahan panjang dan lebar berpengaruh terhadap sensitivitas mikrokantilever. Semakin besar rasio panjang terhadap lebar maka mikrokantilever akan semakin sensitif terhadap perubahan massa. Untuk kasus panjang mikrokantilever $10,1 \mu\text{m}$, sensor memiliki sensitivitas $7,74$ attogram/Hz dan $2,73$ attogram/Hz berturut-turut

untuk lebar $10,1 \mu\text{m}$ dan lebar $5,05 \mu\text{m}$. Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk V tidak dipengaruhi oleh dimensi lebar, tetapi dipengaruhi oleh panjangnya. Semakin panjang mikrokantilever, semakin rendah frekuensi resonansi. Hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 5.12. Frekuensi resonansi untuk mikrokantilever dengan panjang 10 mm adalah sekitar 533950.3 Hz .

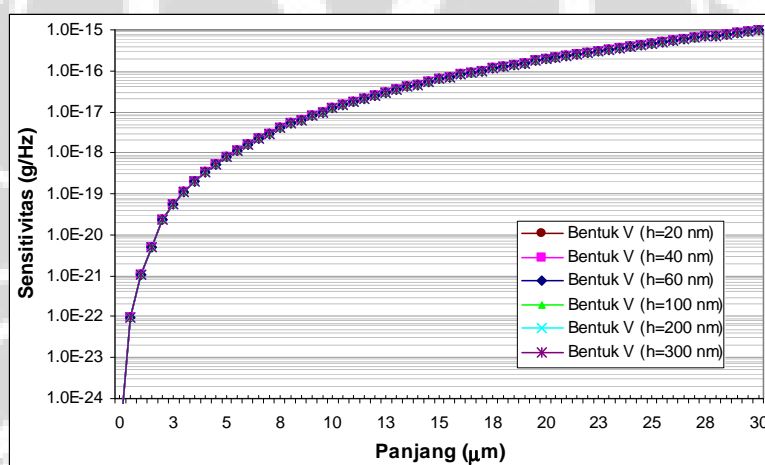


Gambar 5.11 Sensitivitas mikrokantilever bentuk V dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b

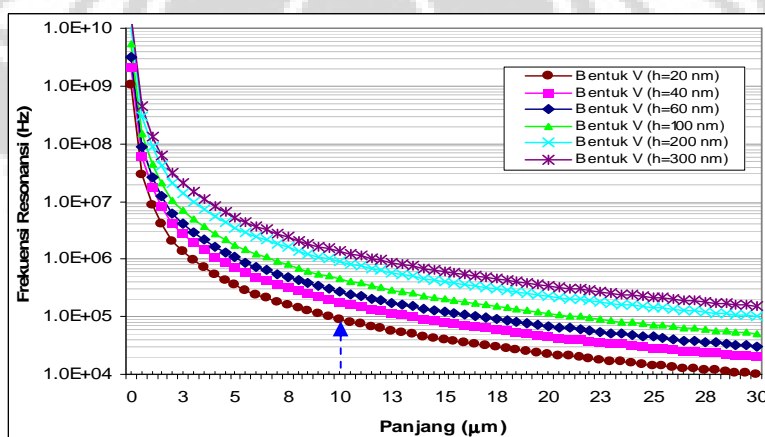


Gambar 5.12 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk V dengan variasi perbandingan panjang L dan lebar b

Hasil perhitungan sensitivitas dan frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk V dapat dilihat pada Gambar 5.13 dan Gambar 5.14. Ketebalan mikrokantilever tidak berpengaruh terhadap sensitivitas sensor hal tersebut ditunjukkan dengan berimpitnya enam kurva perubahan ketebalan (dari 20 nm hingga 300 nm) terhadap sensitivitas mikrokantilever. Frekuensi resonansi berbanding lurus dengan ketebalan mikrokantilever. Mikrokantilever dengan panjang 10,1 μm dan tebal 20n, memiliki sensitivitas 7,74 attogram/Hz dan frekuensi resonansi pada 104 806,3 Hz.

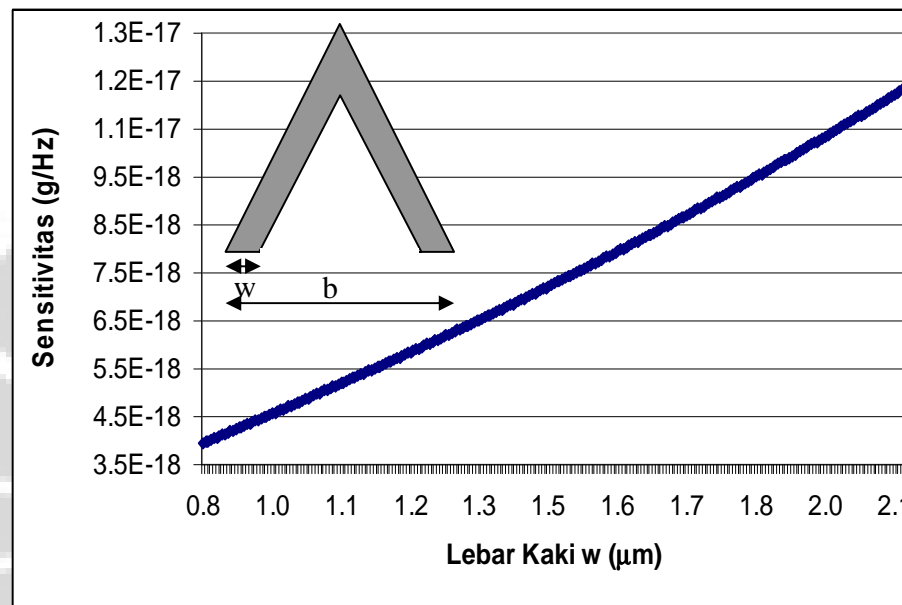


Gambar 5.13 Sensitivitas mikrokantilever bentuk V dengan variasi ketebalan h



Gambar 5.14 Frekuensi resonansi mikrokantilever bentuk T dengan variasi ketebalan h

Parameter lain yang berpengaruh pada sensitivitas mikrokantilever berbentuk V ini adalah lebar kaki w . Pengaruh lebar w pada sensitivitas mikrokantilever berbentuk V dengan parameter lainnya dibuat tetap dapat dilihat pada Gambar 5.15.



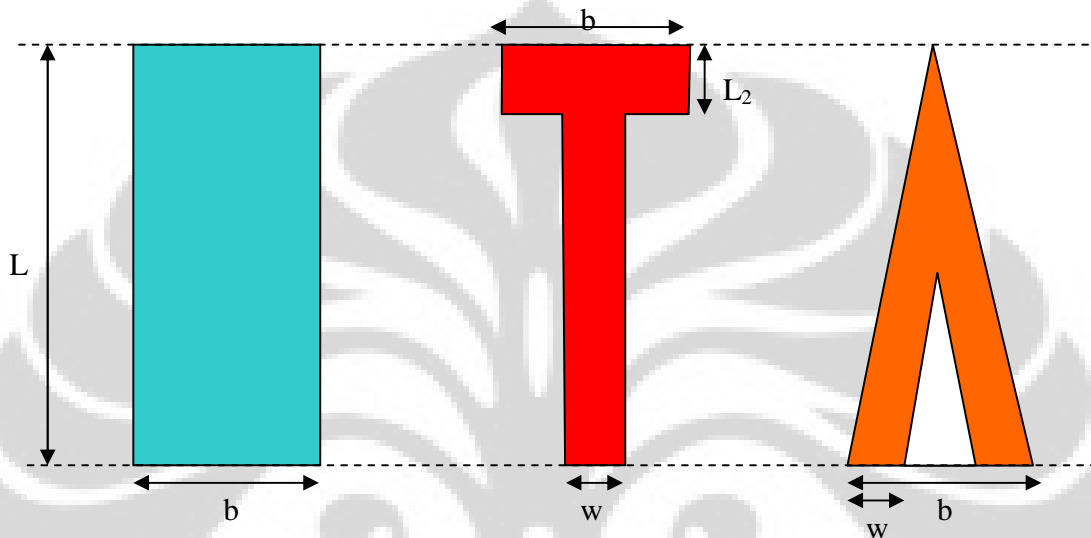
Gambar 5.15 Pengaruh lebar kaki w pada sensitivitas mikrokantilever bentuk V

Dari Gambar 5.15 dapat dianalisis bahwa semakin kecil lebar kaki w , maka mikrokantilever akan semakin sensitif. Namun apabila kaki w terlalu tipis, kantilever akan rentan patah sehingga untuk mengantisipasi hal tersebut disimulasikan lebar kaki kantilever sebesar $1/3$ dari lebar b .

5.2 Perbandingan 3 Model Mikrokantilever

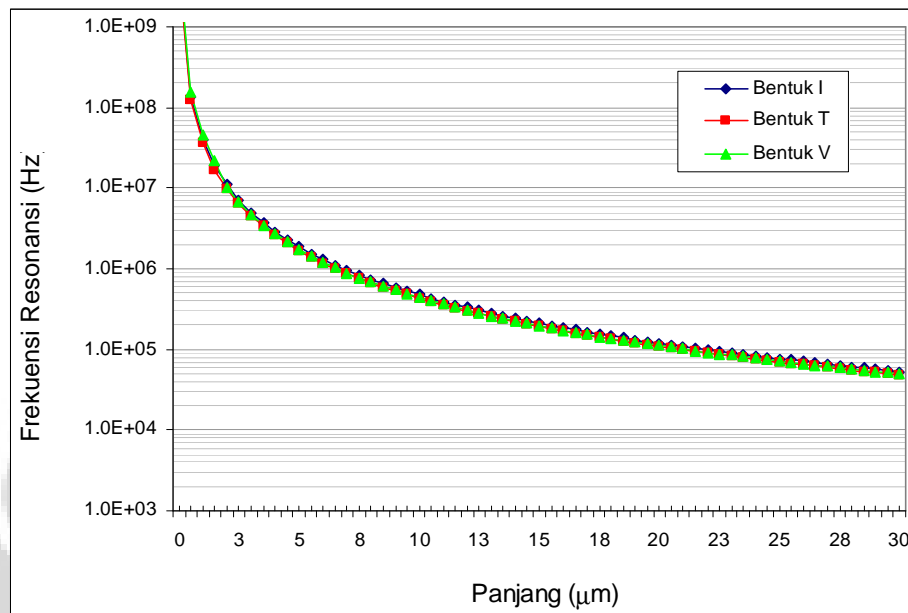
Berdasarkan teori yang dijelaskan pada Bab 2 dan pemodelan pada Bab 3, mikrokantilever yang dimodelkan memiliki persamaan frekuensi resonansi yang berbeda. Frekuensi resonansi diperhitungkan dari dua parameter penting yaitu konstanta pegas dan massa efektif mikrokantilever. Pada perhitungan ini, semua bentuk mikrokantilever ditetapkan dengan ukuran panjang (L), lebar (b), dan tebal yang sama, yaitu lebar sebesar $1/3$ dari panjangnya, dan ketebalan 20 nm . Untuk

bentuk T, L_2 ditetapkan sama dengan lebar kaki w , dan lebar kaki (w) adalah $1/3$ dari lebar totalnya (b). Dan untuk bentuk V, lebar kaki (w) adalah $1/3$ dari lebar totalnya (b). Bentuk dan dimensi ketiga kantilever tersebut ditunjukkan pada Gambar 5.16.



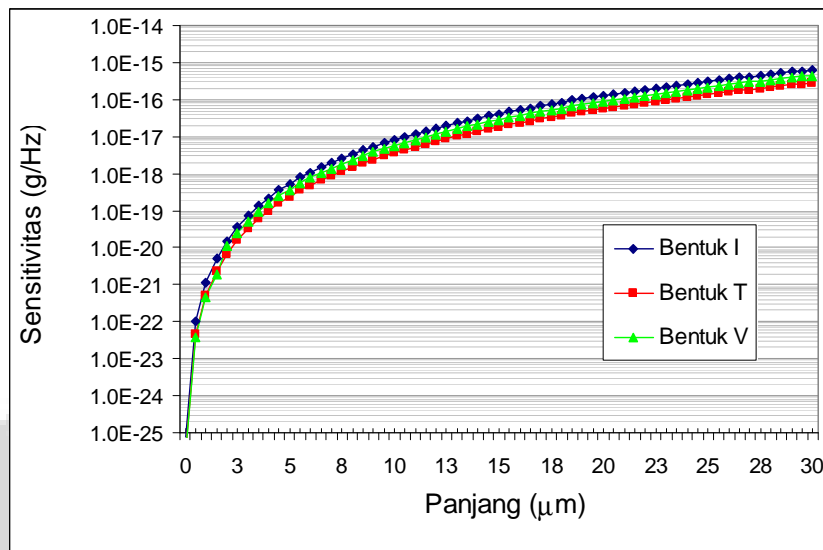
Gambar 5.16 Perbandingan bentuk dan dimensi ketiga mikrokantilever

Hasil perhitungan frekuensi resonansi untuk ketiga model tersebut dapat dilihat pada Gambar 5.17.



Gambar 5.17 Frekuensi resonansi 3 bentuk mikrokantilever

Berdasarkan Gambar 5.17, diperoleh informasi bahwa frekuensi resonansi untuk ketiga model yang dibuat memiliki nilai yang berdekatan. Untuk panjang mikrokantilever sebesar 10 μm , frekuensi resonansi untuk bentuk I, T, dan V berturut-turut 472442,21Hz, 427535, 59 Hz dan 440056,77Hz. Apabila ditinjau dari segi frekuensi resonansi, bentuk T lebih disukai karena membutuhkan frekuensi yang lebih rendah dari 2 bentuk lainnya sehingga peralatan pembangkit sinyal tidak perlu memiliki spesifikasi yang sangat tinggi. Namun, data frekuensi resonansi tidak mencukupi untuk pemilihan bentuk sensor. Setiap sensor perlu diperhitungkan sensitivitasnya terhadap target pengukuran yang diinginkan. Hasil perhitungan sensitivitas sensor dapat diketahui dari Gambar 5.18.

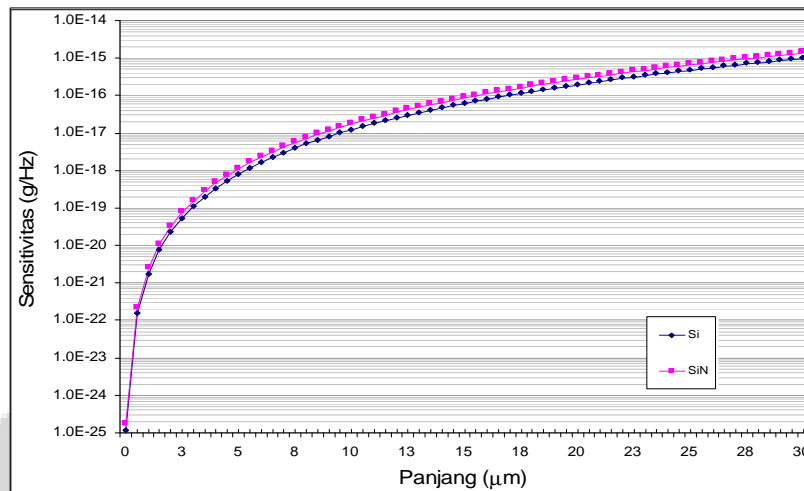


Gambar 5.18 Sensitivitas sensor dari 3 bentuk mikrokantilever

Berdasarkan Gambar 5.18, sensitivitas paling baik untuk panjang mikrokantilever lebih dari 4 μm adalah bentuk T, dan yang paling kurang sensitif adalah bentuk I. Apabila massa target pengukuran adalah $3,65 \times 10^{-17}$ g (36,5 attogram) maka ukuran mikrokantilever yang dibutuhkan untuk bentuk I adalah 14,1 μm , untuk bentuk T adalah 17,6 μm , dan untuk bentuk V adalah 15,6 μm .

5.3 Pengaruh Material Mikrokantilever pada Sensitivitas

Sensitivitas mikrokantilever dipengaruhi oleh nilai modulus Young dan rasio Poisson dari material yang digunakan. Gambar 5.19 menunjukkan perbandingan sensitivitas dua mikrokantilever berbahan Silikon dan Silikon nitrida.



Gambar 5.19 Perbandingan Sensitivitas Mikrokantilever Berbahan Silikon (Si) dan Silikon nitrida (SiN)

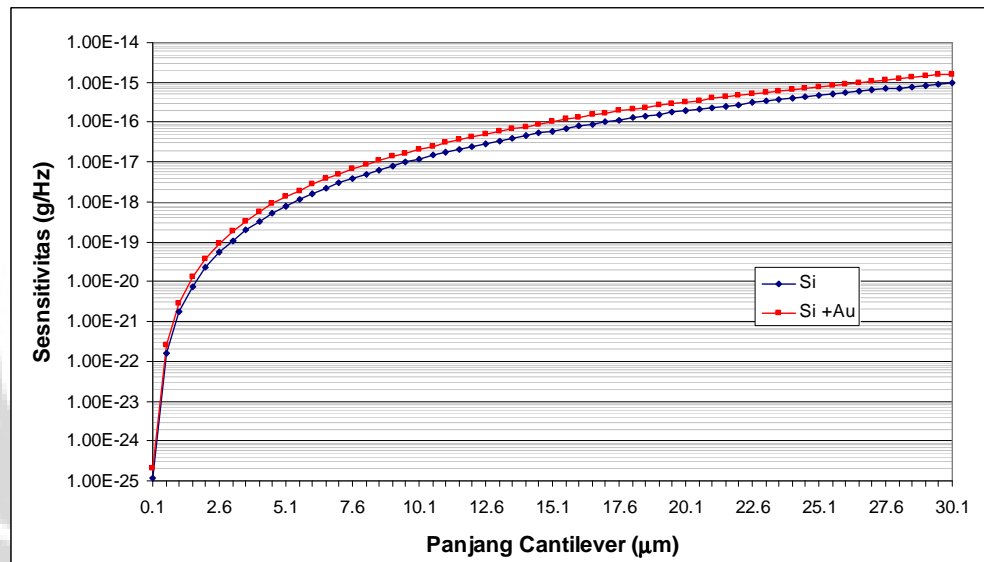
Dari hasil perhitungan dapat dilihat bahwa mikrokantilever berbahan Si memiliki sensitivitas yang lebih tinggi jika dibandingkan dengan SiN. Hal tersebut disebabkan oleh nilai Modulus Young Si lebih rendah daripada SiN sehingga kekakuannya menjadi lebih kecil.

5.4 Pengaruh Pelapisan Emas

Dalam aplikasi suatu biosensor, diperlukan lapisan aktif yang dapat menangkap analit atau partikel biologi secara spesifik. Salah satu lapisan yang diperlukan adalah lapisan emas [2]. Emas memiliki properti mekanis yang jauh berbeda dibandingkan Silikon yang menjadi bahan dasar mikrokantilever. Penambahan lapisan emas dapat berpengaruh pada nilai inersia lengan mikrokantilever. Oleh karena itu, dalam disain mikrokantilever ini, penambahan lapisan emas akan dipertimbangkan.

Perhitungan besaran yang berpengaruh pada sensitivitas mikrokantilever, seperti massa efektif, konstanta pegas, dan frekuensi resonansi, dilakukan dengan menggunakan persamaan-persamaan pada Bab 2 dan Bab 3. Hasil perhitungan

sensitivitas mikrokantilever setelah penambahan lapisan emas dapat dilihat pada Gambar 5.20.



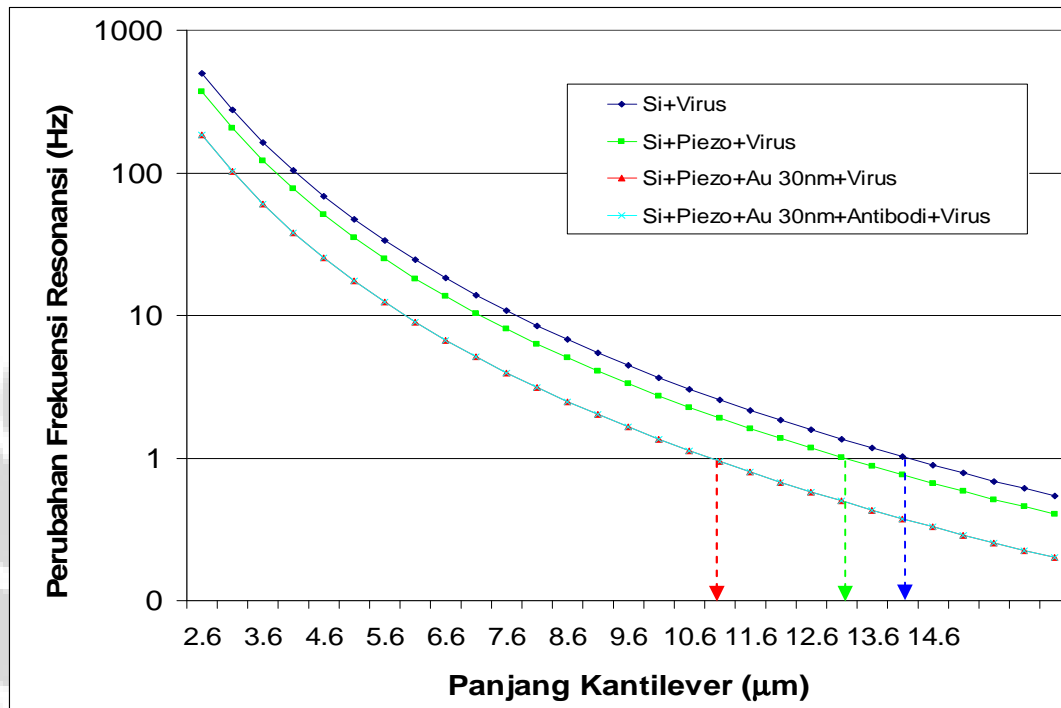
Gambar 5.20 Sensitivitas mikrokantilever sebelum dan sesudah penambahan lapisan emas

Sensitivitas mikrokantilever menurun dengan penambahan lapisan emas. Untuk panjang mikrokantilever 13,1 μm , sensitivitas mikrokantilever berubah dari 34,9 attogram/Hz menjadi 58,4 attogram/Hz.

5.5 Kemungkinan Deteksi Virus Tunggal DBD

Disamping pelapisan emas, mikrokantilever harus dilapisi dengan antibodi monoklonal virus DBD agar dapat mendeteksi virus tunggal DBD yang bermassa 36,5 attogram. Perhitungan pergeseran frekuensi resonansi dengan penambahan satu partikel virus tunggal dilakukan dengan asumsi bahwa pengaruh penempelan virus terhadap nilai konstanta pegas diabaikan sehingga virus akan berefek pada penambahan massa mikrokantilever. Mikrokantilever disimulasikan memiliki ketebalan 200 nm. Apabila metode deteksi yang digunakan adalah metode piezoresistif, maka lapisan piezoresistor juga perlu diperhitungkan dalam

perhitungan. Hasil perhitungan pergeseran frekuensi mikrokantilever setelah adsorpsi virus DBD tunggal ditunjukkan pada Gambar 5.21.

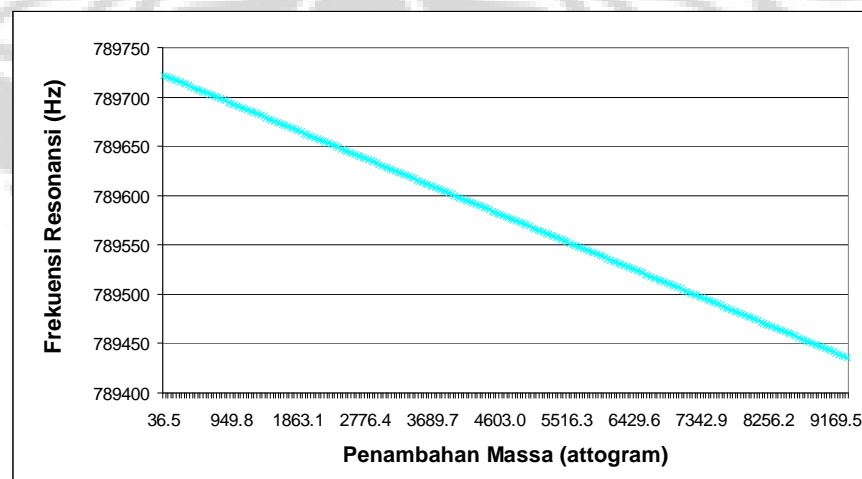


Gambar 5.21 Perubahan frekuensi resonansi (Hz) mikrokantilever setelah penempelan virus DBD

Pada Gambar 5.21 ditunjukkan perubahan frekuensi resonansi akibat adsorpsi virus pada mikrokantilever berbahan Silikon tanpa lapisan apapun di atasnya (Si+Virus). Apabila efek pelapisan fungsionalisasi tidak diperhitungkan, mikrokantilever dirancang dengan panjang 14,1 μm , dengan lebar 4,7 μm (sepertiga dari panjangnya) dan ketebalan 200 nm (ditunjukkan dengan garis biru tua) dengan sensitivitas 31,2 attogram/Hz.. Penggunaan lapisan piezoresistor setebal 0,1 μm sebagai transduser, mengurangi sensitivitas biosensor menjadi 41,9 attogram/Hz sehingga panjang maksimum kantilever menjadi sebesar 13,1 μm untuk mencapai sensitivitas pada kisaran 30 attogram. Bila efek lapisan fungsionalisasi ditambahkan dalam perhitungan, maka sensitivitas mikrokantilever akan semakin berkurang. Penambahan lapisan emas setebal 30 nm, akan menurunkan sensitivitas

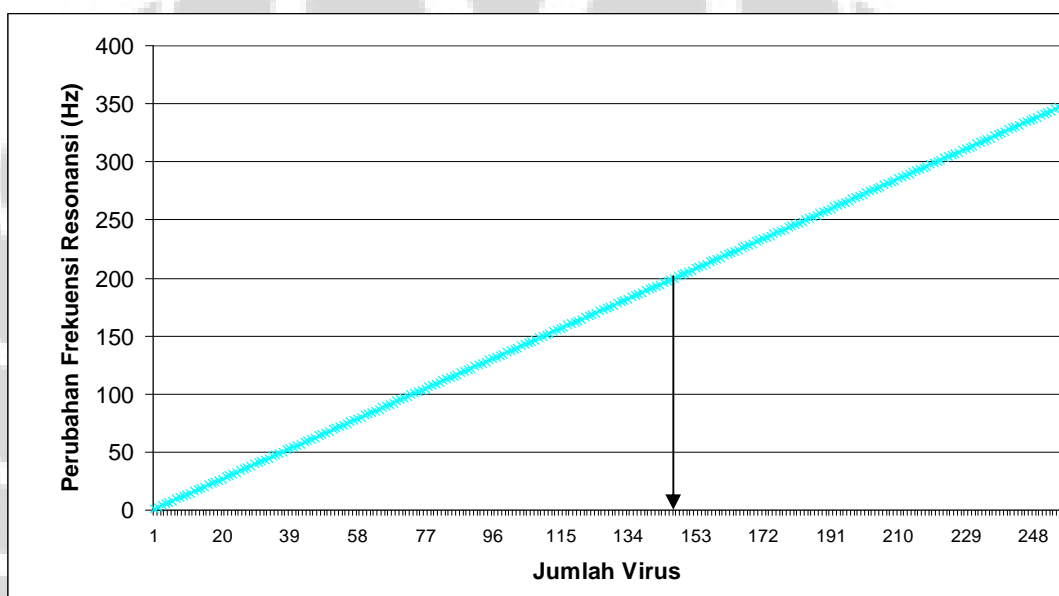
mikrokantilever dari 31,9 attogram/Hz menjadi 62,9 attogram/Hz sehingga panjangnya kantilever harus dikurangi menjadi 11,1 μm .

Nilai massa jenis antibodi jauh sangat kecil bila dibandingkan dengan Si dan Au. Pada bahan dengan massa jenis sangat kecil, modulus Young bernilai kecil pula. Oleh karena itu, penambahan lapisan antibodi pada analisis ini diasumsikan hanya berefek pada perubahan massa mikrokantilever sedangkan perubahan konstanta pegas diabaikan. Perpotongan kurva warna merah (Si +Piezo+Au 30nm + Antibodi + Virus) dengan garis perubahan frekuensi sebesar 1 Hz menunjukkan ukuran mikrokantilever yang sesuai untuk deteksi virus DBD tunggal. Apabila desain mikrokantilever masih menggunakan ukuran panjang 14,1 μm , sensitivitas sensor turun menjadi 84 attogram/Hz setelah penambahan lapisan piezoresistor, emas, dan antibodi sehingga tidak mampu mendeteksi virus tunggal Dengue. Agar tetap dapat mendeteksi virus tunggal DBD, maka mikrokantilever perlu dirancang dengan ukuran panjang 11,1 μm , lebar 3,7 μm dan tebal 200 nm (posisi dalam Gambar 5.21 ditunjukkan dengan panah berwarna merah). Mikrokantilever ini memiliki sensitivitas 32,4 attogram/Hz. Frekuensi resonansi untuk mikrokantilever ini berada pada kisaran 790 kHz. Respon sensor terhadap penambahan analit (virus Dengue) dapat dilihat pada Gambar 5.22.



Gambar 5.22 Respon sensor terhadap penambahan analit (virus Dengue)

Satu virus Dengue memiliki berat sekitar 36,5 attogram. Penempelan dua atau lebih virus pada permukaan kantilever berakibat pada pergeseran frekuensi resonansi. Berdasarkan Gambar 5.22, semakin banyak virus yang menempel (ditandai dengan penambahan massa semakin besar) frekuensi resonansi berubah mengecil. Perubahan tersebut terjadi secara linier. Dengan kata lain, semakin besar perubahan frekuensinya, semakin banyak virus yang menempel. Hal tersebut dapat dilihat pada Gambar 5.23.



Gambar 5.23 Jumlah virus yang menempel ditandai dengan perubahan frekuensi resonansi

Perubahan frekuensi resonansi merupakan selisih antara frekuensi resonansi pada saat sebelum dan sesudah terjadi penempelan virus. Pada kasus perubahan frekuensi resonansi 100 Hz, dapat diketahui jumlah virus yang menempel pada ujung permukaan mikrokantilever adalah sekitar 147 virus.

BAB 6

KESIMPULAN

Pada tesis ini telah dilakukan studi desain dan sensitivitas biosensor berbasis mikrokantilever dengan hasil diuraikan di bawah ini.

1. Hasil perbandingan 3 bentuk kantilever menunjukkan bahwa dalam dimensi panjang (L), lebar (b), dan tebal (h) yang sama, bentuk T memiliki sensitivitas yang tertinggi diikuti bentuk V dan I. Ini disebabkan karena perbedaan nilai konstanta pegas dan massa efektif kantilever. Pada simulasi ini lebar kaki (w) pada T dan V dibuat sama.
2. Panjang mikrokantilever yang dibutuhkan untuk mengukur perubahan frekuensi dengan penambahan massa satu virus dengue 3.65×10^{-17} g (36,5 attogram) tanpa pelapisan fungsionalisasi adalah 14,1 μ m untuk bentuk I, 17,6 μ m untuk bentuk T, dan 15,6 μ m untuk bentuk V (masing-masing dengan lebar sepertiga kali panjangnya, dan ketebalan 100 nm).
3. Ukuran mikrokantilever silikon berbentuk I yang sesuai untuk deteksi virus tunggal Dengue dengan mempertimbangkan lapisan fungsionalisasi adalah berukuran panjang 11,1 μ m, lebar 3,7 μ m dan tebal 200 nm. Mikrokantilever ini memiliki sensitivitas 32,4 attogram/Hz dan frekuensi resonansi pada kisaran 790 kHz. Bentuk T dan V dengan ukuran yang sama juga mampu mendeteksi virus tunggal Dengue, karena kantilever bentuk I memiliki sensitivitas terendah.

DAFTAR REFERENSI

- [1]Qing Zu. 2008. *Characterization and Application of Piezoelectric Microcantilever Sensors Fabricated from Substrate-free PMN-PT Layers*. Doctoral Thesis. Drexel University.
- [2]Orona Lisa. 2005. *Novel Sensor For Rapid Detection Of Blood Cell Types Using Magnetostrictive Microcantilevers*. Master Thesis. Auburn University.
- [3]Philippe Buchy, dkk. 2006. *Laboratory Tests For The Diagnosis Of Dengue Virus Infection*. World Health Organization. Geneva.
- [4]Gupta, Akin, and Bashir. 2004. *Single virus particle mass detection using microresonators with nanoscale thickness*. Appl. Phys. Lett., Vol. 84, No. 11, 15 March 2004.
- [5]Kooser, dkk. 2003. *Gas sensing using embedded piezoresistive microcantilever sensors*. Elsevier B.V. Sensors and Actuators B 99 hal 474–479.
- [6] WHO. 2009. *Dengue Guideline for Diagnosis, Treatment, Prevention and Control*. A joint publication of the World Health Organization (WHO) and the Special Programme for Research and Training in Tropical Diseases (TDR).
- [7] Bharat Bhushan. 2007. *Springer Handbook of Nanotechnology*. Springer Berlin Heidelberg New York.
- [8] Egging Brian. 2002. *Chemical Sensor and Biosensor*. John Wiley and Sons, Ltd.
- [9] Kim T.S, dkk. 2006. *Micromanufacturing and Nanotechnology*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Germany.
- [10] Sandeep Kumar. 2007. *A Review of Microcantilevers for Sensing Applications*. Azojono Nanotechnology Journal.
- [11]Roberto Raiteri. 2001. *Micromechanical cantilever-based biosensor*. Elsevier B.V. Sensor and Actuator.
- [12]Irvin Tom. 1999. *Bending Frequencies Of Beams, Rods, And Pipes*. VibrationData Publication.
- [13] Dufour I. dan Fadel L. 2003. *Resonant microcantilever type chemical sensors: analytical modeling in view of optimization*. Sensors and Actuators B 91 (2003) 353–361

- [14] Lochon F, dkk. 2005. *An alternative solution to improve sensitivity of resonant microcantilever chemical sensors: comparison between using high-order modes and reducing dimensions*. Sensors and Actuators B 108 (2005) 979–985.
- [15] Chengyin Wang. 2007. *Ultrasensitive biochemical sensors based on microcantilevers of atomic force microscope*. Elsevier Inc.
- [16] Soegijanto S. 2004 . *Demam berdarah dengue*. Airlangga University Press Surabaya.
- [17] Kuhn Richard. 2002. *Structure of Dengue Virus: Implications for Flavivirus Organization, Maturation, and Fusion*. Cell Journal . Vol. 108, 717–725, March 8, 2002.
- [18] Kitayapon D. 1994. *Current status of the knowledge on dengue, dengue hemorrhagic fever, dengue shock syndrome in Thailand*. Moq. Borne Dis. Bulletin.
- [19] Chen, dkk. 1997. *Dengue virus infectivity dependents on envelope protein binding to target cell heparin sulphat*. Nature Med. 3.
- [20] Sittisombut N. 1994. *Studies on serological cross-reaction in sequential flavivirus infections*. Microbiol. Immunol.
- [21] Cardoso, 1998. *Dengue vaccine design: issues and challenges*. British Medical Bulletin.
- [22] Chih-Cheng . 2002. *Development of immunochips for the detection of dengue viral antigens*. Elsevier Science B.V.
- [23] Narducci M, dkk. 2007. *Modeling Of T-Shaped Microcantilever Resonators*. DTIP of MEMS & MOEMS. Italy
- [24] Sader J.E.1995. *Parallel beam approximation for V-shaped atomic force microscope cantilevers*. Rev. Sci. Instrum. 66 (9). Journal of American Institute of Physics.
- [25] Ashok Kumar. 2009. *Effect of metal coating and residual stress on the resonant frequency of MEMS resonators*. Sadhana Vol. 34, Part 4. India.

- [26] Manoj Joshi, dkk. 2010. *Modeling, Simulation, and Design Guidelines for Piezoresistive Affinity Cantilevers*. IEEE: Journal of Microelectromechanical Systems.
- [27] ICKnowledge. 2003. *Properties of silicon at 300K*. tersedia di website : http://www.icknowledge.com/misc_technology/Silicon%20properties.pdf. Diakses tanggal 20 Maret 2011.
- [28] ProSci Incorporated. *Primary Antibodies : Dengue Virus Monoclonal Antibody*. Catalog Number: XV-2049. Tersedia di website : <http://www.prosci-inc.com/shop/pdf/XV-2049.pdf>. Diakses tanggal 3 Maret 2011.
- [29] Huan Hu, dkk. 2007. *Microcantilever-based Biodetection*. Final Project of MECH_ENG 381. Robert R. McCormick School of Engineering and Applied Sciences. Northwestern University.

