



UNIVERSITAS INDONESIA

**PEMBUATAN RANGKA BIOSENSOR MENGGUNAKAN
SINGLE WALL CARBON NANOTUBE SEBAGAI
TRANSDUSER DAN POLY(DIMETHYLSILOXANE)
SEBAGAI SUBSTRAT SISTEM MIKROFLUIDA**

SKRIPSI

**EKO HANDOYO
0806367885**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK KIMIA
DEPOK
JULI 2011**



UNIVERSITAS INDONESIA

**PEMBUATAN RANGKA BIOSENSOR MENGGUNAKAN
SINGLE WALL CARBON NANOTUBE SEBAGAI
TRANSDUSER DAN POLY(DIMETHYLSILOXANE)
SEBAGAI SUBSTRAT SISTEM MIKROFLUIDA**

SKRIPSI

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

**EKO HANDOYO
0806367885**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK KIMIA
DEPOK
JULI 2011**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Eko Handoyo
NPM : 0806367885
Tanda Tangan :
Tanggal : 05 Juli 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Eko Handoyo
NPM : 0806367885
Program Studi : Teknik Kimia
Judul Skripsi : Pembuatan Rangka Biosensor Menggunakan *Single Wall Carbon Nanotube* Sebagai Transduser dan Poly(dimethylsiloxane) Sebagai Substrat Sistem Mikrofluida

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Prof.Dr.Ir.Widodo W. Purwanto, DEA ()
Penguji I : Prof. Dr. Ir. Slamet, MT ()
Penguji II : Ir. Mahmud S.,MSc.,PhD ()
Penguji III : Ir. Dijan Supramono, MSc ()

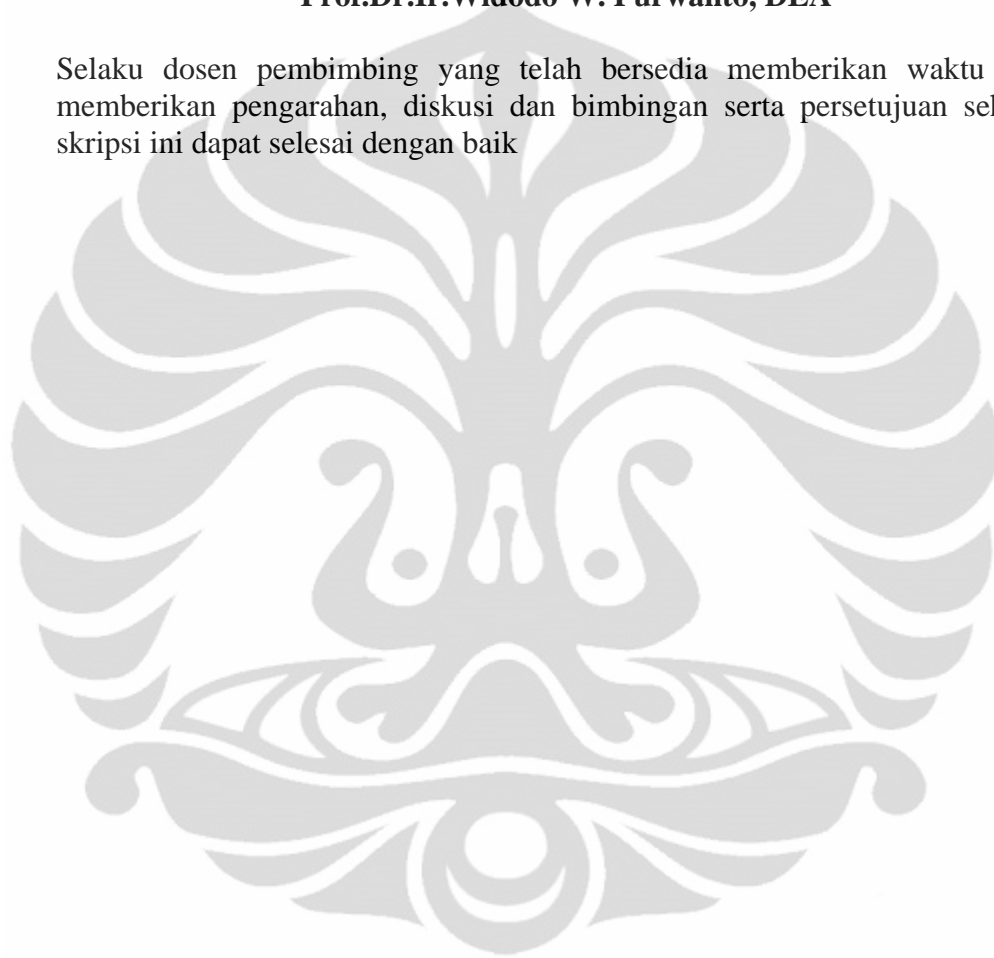
Ditetapkan di : Depok
Tanggal : 05 Juli 2011

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada :

Prof.Dr.Ir.Widodo W. Purwanto, DEA

Selaku dosen pembimbing yang telah bersedia memberikan waktu untuk memberikan pengarahan, diskusi dan bimbingan serta persetujuan sehingga skripsi ini dapat selesai dengan baik



**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

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

Nama : Eko Handoyo
NPM : 0806367885
Program Studi : Teknik Kimia
Departemen : Teknik Kimia
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Skripsi

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

“Pembuatan rangka biosensor menggunakan *single wall carbon nanotube* sebagai transduser dan poly(dimethylsiloxane) sebagai substrat sistem mikrofluida”

Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir 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 : 05 Juli 2011

yang menyatakan,

(Eko Handoyo)

ABSTRAK

Nama : Eko Handoyo
Program Studi : Teknik Kimia
Judul : Pembuatan rangka biosensor dengan *single wall carbon nanotube* sebagai transduser dan poly(dimethylsiloxane) sebagai substrat sistem mikrofluida

Biosensor yang memanfaatkan jaringan SWCNT sebagai transduser dan PDMS sebagai substrat sistem mikrofluida memiliki potensi untuk dikembangkan menjadi biosensor yang memiliki sensitivitas tinggi dan mudah dipabrikasi. Penelitian ini bertujuan untuk membuat rangka biosensor yang sensitif terhadap lingkungan elektroniknya. Sensitivitas dari biosensor dapat dicapai dengan mengatur kerapatan jaringan SWCNT dibawah titik perkolasinya, sehingga jaringan SWCNT memiliki sifat semikonduktif. Penelitian ini menghasilkan rangka biosensor dengan tiga variasi kerapatan pada sensornya, dan berdasarkan titik perkolasinya, satu sensor dengan kerapatan rendah memiliki sifat semikonduktif dengan perubahan respon terhadap larutan KCl 3.10^{-2} M mencapai 90 kali dan dua sensor dengan kerapatan tinggi memiliki sifat logam dengan perubahan respon 1,1 dan 1,04 kali.

Kata kunci: *Pabrikasi, biosensor, SWCNT, PDMS, transduser, mikrofluida, sheet resistivity*

ABSTRACT

Name : Eko Handoyo
Study Program : Chemical Engineering
Title : Fabrication of biosensors framework with single wall carbon nanotube as transducer and poly(dimethylsiloxane) as substrate for microfluidic system.

Biosensor that utilizes Single Wall Carbon nanotube(SWCNT) network as transducer and Poly(dimethylsiloxane) (PDMS) as a substrate for microfluidic system has potential to be developed as biosensor that have high sensitivity and fabricated easily. The aim of this research is to make sensitive framework of biosensor against its electronic environment. The sensitivity of biosensor can be achieved by adjusting the density of the SWCNT network below its percolation point, so that it has semiconducting characteristic. From this research, we have created framework of biosensor with three variations of SWCNT's density, and based on its percolation point, one sensor with low density network have semiconductive characteristic and two sensors with high density network has metallic characteristic. Biosensor framework response to 3.10^{-2} M KCl solutions increasing electrical current up to 90 times for semiconductive sensor and only 1.1 and 1.04 for metallic sensors.

Keywords : *Fabrication, biosensor, SWCNT, PDMS, transducer, microfluidic*

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
UCAPAN TERIMA KASIH.....	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS.....	v
ABSTRAK.....	vi
ABSTRACT.....	vii
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiv
DAFTAR SINGKATAN.....	xv
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan Penelitian.....	4
1.4 Batasan Masalah.....	4
1.5 Sistematika Penulisan.....	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	6
2.1 Biosensor.....	6
2.2 Mikrofluida.....	7
2.2.1 Desain.....	7
2.2.2 Material.....	8
2.2.3 Pabrikasi.....	8
2.2.4 <i>Bonding</i>	10
2.3 SWCNT.....	10
2.3.1 Struktur dan Sifat Elektronik SWCNT.....	11
2.3.2 Lapisan Tipis SWCNT.....	14
2.3.3 Pemurnian SWCNT.....	14
2.3.3.1 Sonifikasi.....	14
2.3.3.2 Sentrifugasi.....	16
2.3.4 Pembuatan Lapisan Tipis SWCNT.....	16
2.3.5 <i>Sheet Resistivity</i> dari Lapisan SWCNT.....	19
2.3.6 Parameter yang Mempengaruhi Rsh.....	20
2.3.7 SWCNT Sebagai Transduser.....	24
2.3.8 Imobilisasi Molekul Pengindra di Permukaan SWCNT.....	25
2.4 Field Effect Transistor(FET).....	26
2.4.1 <i>Metal Oxide Field Effect Transistor</i> (Mofet).....	26
2.4.2 <i>Carbon Nanotube Field Effect Transistor</i> (CNTFET).....	28
2.4.3 <i>Electrolyte Gate</i> CNTFET.....	30

BAB III METODE PENELITIAN	32
3.1 Diagram Penelitian	32
3.2 Alat dan Bahan	33
3.2.1 Alat	33
3.2.2 Bahan	33
3.3 Prosedur Pembuatan	34
3.3.1 Pembuatan Substrat Datar	34
3.3.2 Pembuatan Larutan SWCNT	35
3.3.3 Pembuatan Lapisan SWCNT Di Substrat Datar	36
3.3.4 Pengujian %T dan R_{sh}	40
3.3.5 Pembuatan Sistem Mikrofluida	42
3.3.6 Pembuatan Substrat Berpola	44
3.3.7 Pembuatan Port Penghubung	45
3.3.8 Pembuatan Lapisan Tipis Untuk Elektroda S/D dan <i>Channel</i> ..	46
3.3.9 Laminasi dan Merangkai Port	50
3.3.10 Pengujian	51
BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN	52
4.1 Perancangan Rangka Biosensor	52
4.2 Pembuatan dan Transfer Jaringan SWCNT Ke Permukaan PDMS	52
4.3 Hubungan %T, Sheet Resistivity, dan Sensitivity	56
4.4 Pengamatan Lapisan Tipis SWCNT Sebagai Elektroda	62
4.5 Pengamatan Visual Rangka Biosensor	66
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	67
DAFTAR REFERENSI	69
LAMPIRAN	74

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Skema Biosensor.....	7
Gambar 2.2 Skema Pembuatan Sistem Mikrofluida.....	9
Gambar 2.3 Lapisan Graphene yang Digulung Membentuk SWCNT	11
Gambar 2.4 Struktur Elektronik <i>Carbon Nanotube</i>	12
Gambar 2.5 Hubungan Sonifikasi dengan Panjang dan Diameter <i>Bundle</i> SWCNT	15
Gambar 2.6 Berbagai Bentuk Ikatan Antara Surfaktan dan SWCNT.....	15
Gambar 2.7 Contoh Dispersi SWCNT Dalam Larutan.....	16
Gambar 2.8 Lapisan SWCNT dipermukaan Membran Alumina yang Dihasilkan dengan Metode <i>Ink-Jet Printing</i>	17
Gambar 2.9 Komposit SWCNT dalam Polimer yang Terdistribusi Merata(atas) dan Teraglomerasi(bawah)	18
Gambar 2.10 Ilustrasi Transfer Lapisan SWCNT ke Permukaan PDMS	19
Gambar 2.11 Hubungan Ketebalan dan Hambatan Permukaan.....	20
Gambar 2.12 Hubungan Panjang <i>Bundle</i> SWCNT dengan Konduktivitasnya.....	21
Gambar 2.13 Hubungan Konduktivitas dengan Ukuran <i>Bundle</i>	22
Gambar 2.14 Perbandingan Sheet Resistivity Lapisan Tipis SWCNT yang Dibuat dengan Berbagai Metode	22
Gambar 2.15 Band Gap Energi Pita Valensi dan Konduksi Dari SWCNT dengan Berbagai Diameter dan Kiralitas	23
Gambar 2.16 (A) Skema Jarak Ikatan Antibodi-SWCNT dan Aptamer- SWCNT. (B) Contoh Deteksi Thrombin Menggunakan Aptamer.....	25
Gambar 2.17 Proses Diimide-Activated Amidation	26
Gambar 2.18 MOSFET Dalam Kondisi Idle dan Bekerja	27
Gambar 2.19 Skema Rangkaian MOSFET dan ISFET.....	28
Gambar 2.20 Representasi Dari CNTFET yang Pertama Dibuat	28
Gambar 2.21 Kurva Hubungan Tegangan Gate dan Arus S/D	29
Gambar 2.22 Tingkat Energi Kontak Elektroda S/D dan SWCNT	30
Gambar 2.23 Pengaruh Adanya SWCNT yang Bersifat Logam Terhadap $I_{S/D}$	30
Gambar 2.24 Skema <i>Electrolyte Gated Carbon Nanotube Transistor</i>	31
Gambar 3.1 Skema Pembuatan Rangka Biosensor	32
Gambar 3.2 Campuran PDMS dan <i>Curing Agent</i> dalam Petri Dish 4”	35
Gambar 3.3 Warna Larutan SWCNT Sebelum Sentrifugasi Pertama(Kanan), Sebelum Sentrifugasi Kedua(Tengah), Setelah Sentrifugasi Kedua(Kiri).....	35
Gambar 3.4 Rangkaian Sistem Filtrasi Vakum(Kiri), Larutan SWCNT Dalam Reservoar Filtrasi(Kanan).....	37
Gambar 3.5 Buih Di Outlet Membran	38
Gambar 3.6 PDMS Datar Dipermukaan Membran	39
Gambar 3.7 Berbagai Ketebalan Lapisan SWCNT Dipermukaan PDMS Datar...40	
Gambar 3.8 Lapisan SWCNT yang Dibuat Persegi, Dikaitkan dengan Kabel, Dimetalisasi dengan Pasta Ag, dan Diukur Resistivitasnya.....	41

Gambar 3.9 Cetakan Di Dalam Petri Dish 11 cm	42
Gambar 3.10 Rangkaian Desikator Vakum yang Didalamnya Terdapat Petri Dish dengan Cetakan.....	43
Gambar 3.11 PDMS dengan Pola Mikrofluida yang Dilubangi Untuk Menempatkan Kabel(Kiri). PDMS yang Telah Dikaitkan dengan Kabel(Kanan)	44
Gambar 3.12 PDMS Berpola yang Dibuat dengan Laser	45
Gambar 3.13 Lapisan PDMS Dipermukaan Membran yang Ditempelkan PDMS Berpola(Kiri Atas), Sisa Lapisan PDMS Dipermukaan Membran(Kanan, Atas), Lapisan SWCNT yang Ditransfer Ke Permukaan PDMS Berpola(Bawah).....	47
Gambar 3.14 PDMS dengan Pola Mikrofluida Ditempelkan Ke Lapisan SWCNT Dipermukaan Membran dengan Pola Elektroda S/D (Kiri). Pola Lapisan SWCNT Untuk Elektroda S/D Di Permukaan PDMS dengan Sistem Mikrofluida(Kanan)	48
Gambar 3.15 Lapisan SWCNT Ditempelkan PDMS Berpola Sensor(Kiri), Lapisan SWCNT yang Ditransfer Ke Permukaan PDMS Berpola (Kanan)	49
Gambar 3.16 PDMS Untuk Sensor Ditempelkan Dipermukaan Membran(Kiri), Lapisan SWCNT yang Ditransfer ke Permukaan PDMS Untuk Sensor(Kanan)	49
Gambar 3.17 Lapisan PDMS dengan Struktur Mikrofluida dan Elektroda S/D(Kiri). Lapisan PDMS dan Lapisan Sensor dengan Berbagai Kerapatan(Kanan).....	50
Gambar 4.1 (A) Lapisan Tipis SWCNT Dipermukaan Membran. (B) Pola Lapisan yang Terbawa Selama Transfer Lapisan SWCNT.....	53
Gambar 4.2 (A) Lapisan Tipis SWCNT dengan Debu Dipermukaannya (B) Lapisan SWCNT Dipermukaan PDMS Akibat Adanya Debu Pada Saat Transfer.....	53
Gambar 4.3 Ilustrasi Pengaruh Partikel pada Saat Transfer Lapisan SWCNT.....	54
Gambar 4.4 Kiri: PDMS Dimana Lapisan SWCNT Tidak Dapat Ditransfer Dari Membran, Kanan : Lapisan SWCNT yang Diseka Sebagian Dalam Air(Kanan Membran)	55
Gambar 4.5 Lapisan SWCNT dengan Berbagai Ketebalan di Permukaan PDMS	56
Gambar 4.6 Hubungan Volume Larutan SWCNT yang Disaring dan %T-Nya....	57
Gambar 4.7 Kurva Hubungan %T dan Sheet Resistivity dari Lapisan SWCNT Di Permukaan PDMS(Kiri). Jalur Konduksi yang Terbentuk Oleh SWCNT yang Bersifat Logam Ditunjukkan Oleh Garis Berwarna Merah(Kanan)	57
Gambar 4.8 Rangka Biosensor yang Telah Dihubungkan dengan Kabel.....	60
Gambar 4.9 Arus Listrik yang Dialirkan Antara Elektroda S/D.....	62
Gambar 4.10 Struktur Mikrofluida Dilihat Menggunakan Mikroskop dengan Perbesaran 100X.....	63
Gambar 4.11 Struktur Elektroda dengan Kerapatan Jauh Diatas Titik Perkolasi..	63

Gambar 4.12 Struktur Elektroda dengan Kerapatan Sedikit Diatas Titik Perkolasi	64
Gambar 4.13 Struktur Elektroda dengan Kerapatan Dibawah Titik Perkolasi	65
Gambar 4.14 Struktur Elektroda Untuk Elektroda Source-Drain	65
Gambar 4.15 Rangka Biosensor yang Telah Terhubung dengan Port Inlet dan Outlet	66



DAFTAR TABEL

Tabel 4.1	Tabel 4.1. Perbandingan Berbagai Metode Pembuatan Lapisan Tipis SWCNT dan <i>Sheet Resistivity</i> -Nya.....	58
Tabel 4.2	Tabel 4.2. Arus Listrik yang Dialirkan Oleh Lapisan SWCNT Pada Tegangan S/D 800 Mv dan Berbagai Konsentrasi Larutan KCl.....	61

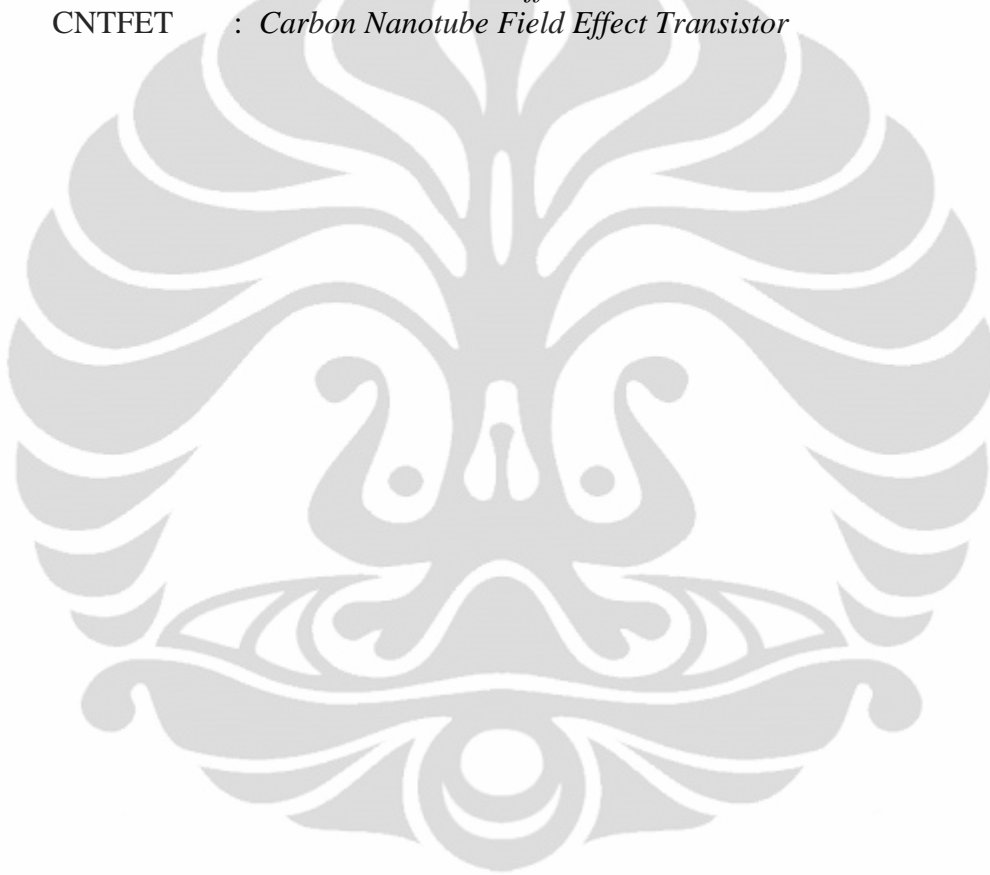


DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Desain <i>Silicon Master Mold</i>	74
Lampiran 2. Pembuatan Kurva Hubungan Volume dan Transmittance	75
Lampiran 3. Pembuatan Kurva Hubungan Transmittance dan <i>Sheet Resistivity</i> ...	76
Lampiran 4. Pola Laser PDMS Berpola.....	77
Lampiran 5. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT dengan Kerapatan Rendah	78
Lampiran 6. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT dengan Kerapatan Sedang.....	79
Lampiran 7. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT dengan Kerapatan Tinggi.....	80
Lampiran 8. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT dengan Kerapatan Rendah Ulangan 1.....	81
Lampiran 9. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT dengan Kerapatan Rendah Ulangan 2.....	82
Lampiran 10. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT dengan Kerapatan Rendah Ulangan 3.....	83

DAFTAR SINGKATAN

CNT	: Carbon <i>Nanotube</i>
SWNT	: <i>Single-walled Nanotube</i>
SEM	: <i>Scanning Electron Microscopy</i>
PDMS	: Poly(dimethylsiloxane)
FET	: <i>Field Effect Transistor</i>
MOSFET	: <i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i>
ISFET	: <i>Ion-Sensitive Field Effect Transistor</i>
CNTFET	: <i>Carbon Nanotube Field Effect Transistor</i>



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang

Pemanfaatan biosensor sebagai salah satu instrumen untuk analisa analit telah berkembang ke banyak bidang. Di industri pertanian biosensor digunakan untuk mendeteksi adanya penyakit tanaman yang disebabkan oleh virus, jamur, dan bakteri. Industri makanan memanfaatkan biosensor sebagai alat deteksi untuk mengukur kontaminasi mikroba total dan pengukur kadar gula dalam minuman ringan. Di negara maju, biosensor telah dikembangkan untuk menentukan kesegaran ikan dan daging. Untuk monitoring lingkungan, biosensor digunakan untuk mengukur tingkat polusi lingkungan seperti residu bahan kimia, pestisida, herbisida, racun, dan mikroba di air. Biosensor juga digunakan di bidang militer dan pertahanan untuk deteksi gas beracun dan senjata kimia seperti mustard dan gas saraf. Dan, Pemanfaatan utama dari biosensor adalah untuk diagnosis mikroorganisme dan biomolekul penyebab penyakit di dunia medis.

Spesifikasi tiap sensor biologi didesain sesuai dengan penggunaannya masing-masing. Berdasarkan kriteria survey yang dilakukan pada tahun 2007, spesifikasi yang ideal untuk sensor biologi diagnosis adalah sensor yang dapat mendeteksi analit dengan cepat, mendeteksi berbagai analit, memiliki sensitivitas yang tinggi, dan mudah dioperasikan (Emanuel, et al., 2007). Pada survey tersebut, nilai terbaik diberikan untuk perangkat yang mampu mendeteksi analit dengan konsentrasi 1-100 CFU/ml sampel, waktu analisa kurang dari 20 menit, dijalankan dengan 0-2 langkah prosedur, ukuran yang kecil dan memiliki portabilitas yang tinggi.

Pengembangan metode diagnosis untuk mencapai desain tersebut diatas terus dilakukan. Sebagai contoh, awalnya identifikasi dari *Candida* spp dengan kultur konvensional dan dilanjutkan dengan uji biokimia membutuhkan waktu yang lama. Terkadang, uji biokimia mengalami kegagalan untuk mendeteksi mikroorganisme (Tarini, et al., 2010), sedangkan uji API 20C AUX memerlukan waktu 2-3 hari untuk selesai (www.biomerieux-usa.com, 2009). Assay untuk

deteksi antibodi, antigen, dan metabolit di candida juga telah dikembangkan, tetapi sensitivitas dan spesifitasnya masih rendah (Tarini, et al., 2010). Yang terbaru adalah metode Multiplex-PCR digunakan untuk deteksi DNA dari *C. albicans* dengan dengan konsentrasi mencapai 0.53 ng/ml, sedangkan konsentrasi selnya adalah $2.6-2.9 \times 10^2$ CFU/ml (Tarini, et al., 2010). Metode lain yang sedang dikembangkan adalah dengan memanfaatkan lapisan film SWCNT (single wall carbon nanotube) sebagai transduser dari biosensor dengan substrat silikon dapat mendeteksi *C. albicans* hingga 50 CFU/ml dalam waktu 1 jam (Villamizar, et al., 2009). Dalam teknik tersebut, *single wall carbon nanotube* (SWCNT) dibuat dengan teknik CVD. Teknik tersebut masih sulit dilakukan di Indonesia karena kesulitan dalam pembuatan lapisan tipis SWCNT dengan reproduktibilitas yang baik.

Sama halnya dengan biosensor, Sejak tahun 1991, penelitian mengenai carbon nanotube terus berkembang. Sifatnya yang unik menarik minat para peneliti untuk memanfaatkan semaksimal mungkin sifat tersebut. Kelebihan SWCNT sebagai biosensor adalah kemampuan transfer muatannya yang besar dan kesesuaian ukurannya dengan biomolekul (Tey, et al., 2009). SWCNT juga memiliki sensitivitas yang tinggi karena besarnya rasio luas permukaan dan volumenya, sekitar $1600 \text{ m}^2/\text{g}$, membuat atom karbon di permukaan SWCNT banyak kontak dengan lingkungannya, sehingga sedikit gangguan elektronik akan mengubah sifat kelistrikannya. Sistem 1-D membuat SWCNT merupakan material yang ideal untuk membuat transistor yang memiliki kecepatan tinggi dan memiliki konsumsi daya yang rendah (Lin, et al., 2005). Jika dibandingkan dengan silikon sebagai *channel Field Effect Transistor* (FET), CNT tidak memiliki ikatan bebas pada permukaannya (*dangling bonds*), sehingga SWCNT tidak perlu lagi dilapisi SiO_2 sebagai insulator (Avouris, et al., 2004).

Carbon nanotube(CNT) telah digunakan sebagai transducer di dalam biosensor dengan berbagai cara, diantaranya fluorescence, elektrokimia, dan sensor berbasis transistor (Tey, et al., 2010). Dari seluruh metode tersebut, *electrolyte gate-carbon nanotube field effect transistor* (CNTFET) memberikan

keuntungan karena sampel tidak memerlukan peralatan optik tambahan, dapat dibuat portable dan dapat dibuat dengan ukuran yang kecil (Tey, et al., 2010).

Terdapat berbagai metode menempatkan SWCNT untuk digunakan sebagai channel di CNTFET. Metode yang digunakan di antaranya photolithography (Tani, et al., 2006), metal deposition (Tani, et al., 2006), E-beam Lithography (Hu, et al., 2007) dan Cat-CVD (Kaminishi, et al., 2005). Seluruh metode tersebut membutuhkan teknik tinggi, mahal dan sulit dilakukan di Indonesia. Metode lain yang dapat digunakan adalah dengan teknik filtrasi dan *stamping* SWCNT di perangkat mikrofluida yang terbuat dari PDMS (Tey, et al., 2009). Dengan metode ini, kerumitan dan biaya pembuatan biosensor dapat dikurangi. Ukuran yang kecil dari sistem mikrofluida juga akan meningkatkan portabilitas dari biosensor dan meningkatkan waktu analisa karena waktu difusi analit ke sensor yang lebih cepat pada sistem dengan ukuran mikro (Bange, Adam, 2007).

Kerapatan SWCNT di biosensor menentukan sensitivitas dari biosensor yang dibuat (Ishikawa, et al., 2010). Semakin tinggi kerapatan jaringan SWCNT, semakin besar kemungkinan SWCNT yang bersifat logam saling berhubungan mengakibatkan penurunan rasio on-off dan sensitivitas dari SWCNT sebagai transduser di biosensor (Ishikawa, et al., 2010). Karenanya, Pembuatan lapisan tipis SWCNT untuk biosensor dapat dibuat dengan menggunakan kerapatan SWCNT yang rendah dibawah titik dimana SWCNT yang bersifat logam saling berhubungan membentuk jalur konduksi (*percolating treshold*) (Ishikawa, et al., 2010). Dalam teknik filtrasi dan *stamping* yang dilakukan, volume larutan SWCNT yang disaring harus dibawah volume yang menyebabkan SWCNT yang bersifat logam saling berhubungan (titik perkolasinya).

Dengan kombinasi pembuatan biosensor menggunakan transduser SWCNT, sistem mikrofluida di substrat PDMS dan pengaturan kerapatan SWCNT maka dapat dibuat rangka biosensor untuk digunakan sebagai biosensor *C. albicans* dan *B. subtilis* dengan sensitivitas yang baik, portable, dan waktu inkubasi yang cepat.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dalam penelitian ini adalah bagaimana membuat rangka biosensor yang digunakan untuk membuat biosensor *C. albicans* dan *B. subtilis* yang sensitif tanpa membutuhkan peralatan yang kompleks

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk membuat rangka biosensor dengan SWCNT sebagai transduser dan channel mikrofluida dari PDMS agar dapat digunakan sebagai biosensor untuk *C. albicans* dan *B. subtilis* dengan sensitivitas yang baik.

1.4 Batasan Masalah

Batasan pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Percobaan ini mencakup pemurnian SWCNT, pembuatan mikrofluid channel dengan bahan PDMS, transfer SWCNT ke substrat PDMS, pembuatan saluran penghubung(*port*) dan pengujian awal dari fisik, optik, dan elektronik rangka biosensor.
2. Imobilisasi aptamer di SWCNT dan pengujian akhir dilakukan oleh fakultas kedokteran gigi.
3. Pengujian sifat elektronika dari rangka biosensor dilakukan oleh teknik elektro universitas indonesia

1.5 Sistematika Penulisan

BAB I Pendahuluan

Berisi latar belakang, rumusan masalah, tujuan penulisan, batasan masalah, dan sistematika penulisan.

BAB II Tinjauan Pustaka

Berisi tinjauan literatur mengenai Biosensor secara umum, sistem mikrofluida, *Single wall carbon nanotube*(SWCNT), lapisan tipis SWCNT, dan *Field effect Transistor* (FET)

BAB III Metodologi Penelitian

Berisi penjelasan mengenai skema pembuatan rangka biosensor, bahan dan alat yang diperlukan, prosedur pembuatan biosensor secara umum, termasuk di dalamnya Pabrikasi mikrofluida dengan substrat PDMS, Pemurnian SWCNT, Pabrikasi rangka biosensor, pembuatan port di

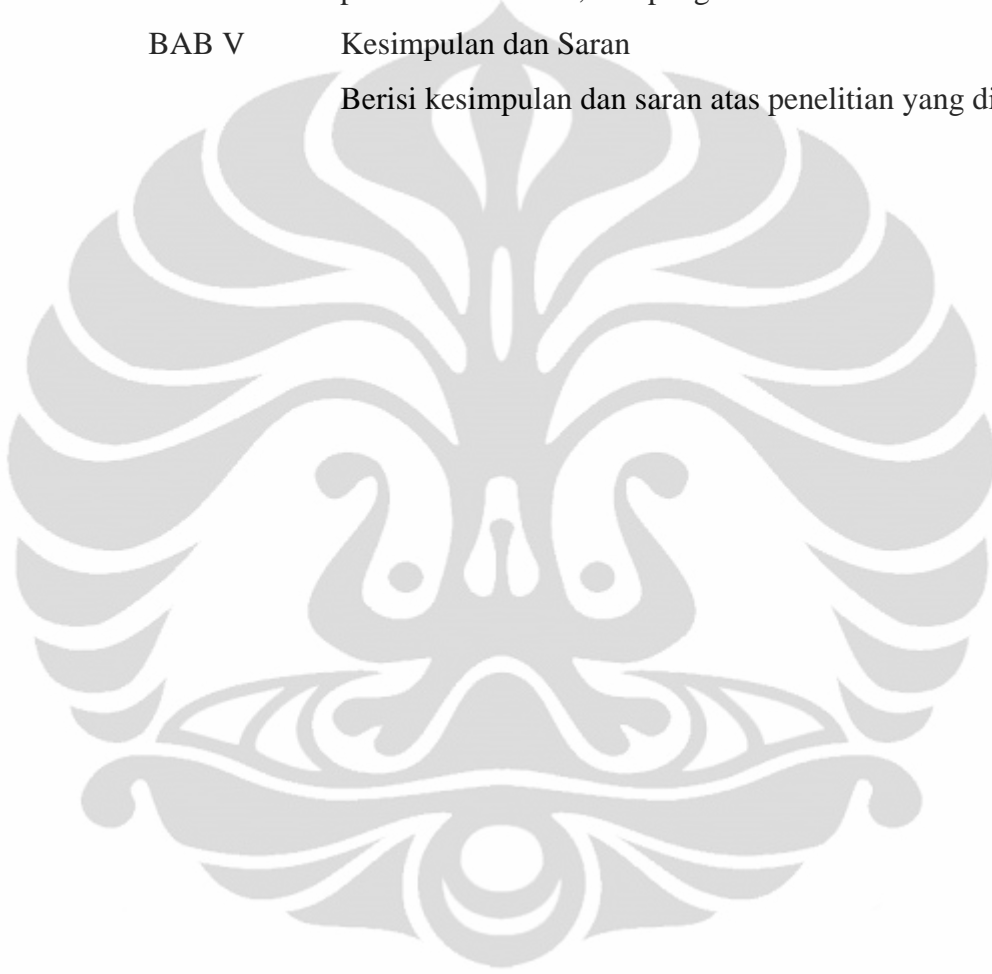
reservoir, dan pengujian awal dari rangka biosensor tersebut

BAB IV Hasil dan Pembahasan

Berisi uraian dan analisa mengenai pembuatan rangka biosensor, pengamatan lapisan SWCNT yang dibuat di permukaan PDMS, dan pengamatan secara visual

BAB V Kesimpulan dan Saran

Berisi kesimpulan dan saran atas penelitian yang dilakukan

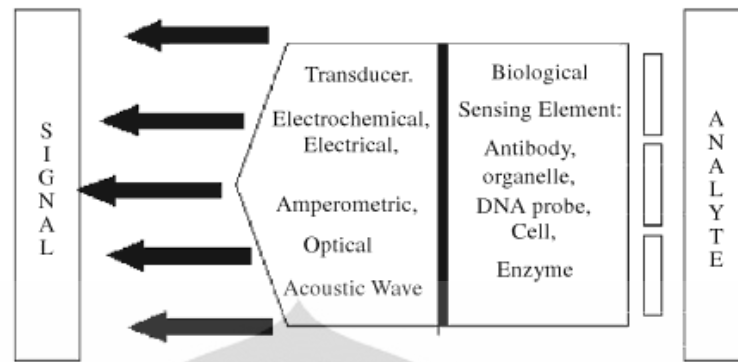


BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biosensor

Biosensor merupakan alat yang menggunakan reaksi biokimia spesifik yang dibantu oleh adanya enzim, immunosistem, jaringan atau sel untuk mendeteksi senyawaan kimia berdasarkan perubahan sinyal listrik, panas, atau optik (Jirat, et al., 2006). Biosensor dikembangkan untuk mendeteksi biomolekul yang spesifik dan dengan sampel yang memiliki matriks yang dikelilingi oleh biomolekul lain dengan sifat kimia dan biologi yang hampir mirip (Bange, Adam, 2007). Lebih jauh lagi, umumnya biomolekul yang akan dianalisa dengan biosensor memiliki konsentrasi hingga nanomolar dengan volume sampel yang mencapai mikroliter (Bange, Adam, 2007).

Biosensor terdiri atas tiga bagian, yang pertama adalah elemen biokimia pengindra. Bagian ini merupakan bagian yang berinteraksi dengan analit dan dibuat secara biologis. Elemen pengindra dapat berupa enzim, antibodi, *deoxyribonucleic acid* (DNA), receptor, jaringan, mikroorganismen atau sel hewan dan tumbuhan. yang kedua adalah transduser yang berfungsi untuk mengubah sinyal yang berasal dari interaksi biomolekul menjadi sinyal lain yang terukur seperti panas, listrik, dan optik. Transduser harus memiliki sensitivitas tinggi, dan memiliki waktu response yang cepat (Zourob, et al., 2008). Foulds dan Lowe (1985) menyatakan bahwa elemen transduser juga harus reliable, dapat diminiaturisasi, dan didesain dengan baik untuk aplikasi yang praktis (Zourob, et al., 2008). Terakhir adalah perangkat elektronik yang mengubah sinyal terukur menjadi besaran yang dapat terbaca. Hal yang penting dari biosensor adalah specificity, sensitivitas, reliabilitas, portabilitas, analisis secara *real time*, dan kemudahahan operasinya (Bidmanova, 2007). Skema dari biosensor ditampilkan pada gambar 2.1.



Gambar 2.1. Skema Biosensor
(Zourob, et al., 2008)

2.2 Mikrofluida

Perangkat mikrofluida mulai berkembang sejak tahun 1990-an. Proses ini berkembang dari berbagai arah : perkembangan teknologi pabrikasi untuk mendekati batas kemampuan produksi dari perangkat yang dibuat, dan kebutuhan akan sistem analitis yang akurat, efisien, cepat, dan otomatis (Bange, Adam, 2007). Besarnya ketertarikan dengan mikrofluida disebabkan karena perkembangan yang pesat dari bioteknologi untuk menghasilkan hasil analisa yang baik dengan volume yang kecil. Survey terbaru menunjukkan bahwa sensitivitas, portabilitas dan bahan yang dikonsumsi merupakan faktor paling penting dalam mengembangkan biosensor untuk laboratorium diagnosis (Emanuel, et al., 2007). Sistem mikrofluida memberikan peningkatan portabilitas dengan dimensi sistem yang lebih kecil dari kaleng soda. Sistem ini juga dapat mengurangi bahan yang dikonsumsi seperti reagen, sampel, dan energi.

Teknologi mikrofluida dikembangkan untuk meningkatkan unjuk kerja analisis dengan cara mengurangi konsumsi reagen, mengurangi waktu analisa, meningkatkan reliabilitas dan sensitivitas, dan mengintegrasikan beberapa proses dalam satu perangkat (Bange, Adam, 2007).

2.2.1 Desain

Desain sistem mikrofluida meliputi panjang, lebar, dan tinggi *channel*. Ukuran ini akan mempengaruhi volume sampel yang diperlukan untuk analisa. Semakin besar ukuran *channel*, semakin besar volume analit yang diperlukan.

Didalam sistem mikrofluida, analit bergerak secara difusi dari larutan ke permukaan sensor. dengan menurunkan waktu difusi dan memperluas luas permukaan sensor, waktu analisa dapat dikurangi. Penurunan waktu difusi dapat

dilakukan dengan menurunkan ketinggian channel (Tey, et al., 2010) dan luas permukaan sensor ditingkatkan dengan meningkatkan ukuran panjang dan lebarnya.

Ketinggian channel juga dibatasi oleh perangkat pendukung yang sistem mikrofluida tersebut. Ukuran channel yang terlalu kecil harus didukung oleh analit yang benar-benar bersih (tanpa partikel), karena partikel yang berukuran kecil akan menyumbat channel. Karenanya, diperlukan filter sebelum sampel dimasukkan ke dalam channel.

Lebar channel mikrofluida akan mempengaruhi luas dari jaringan SWCNT di perangkat biosensor berbasis dengan transduser jaringan SWCNT. Ukuran channel yang lebar akan mempercepat waktu analisa karena luas permukaan kontak yang lebih besar (Sheeman, et al., 2005). Tetapi, menurut Nair dan Alam (2007), channel yang lebar akan mengurangi sensitivitas biosensor karena rasio W/L yang semakin kecil (Tey, et al., 2010). Karenanya, lebar channel harus dipilih dengan menyeimbangkan kebutuhan akan sensitivitas yang tinggi dan waktu deteksi yang cepat.

2.2.2 Material

Material yang digunakan untuk melakukan analisa dengan sistem mikrofluida bervariasi tergantung dari aplikasinya, dan umumnya material tersebut terbuat dari kaca, silikon, atau polimer. Pembuatan substrat biosensor dilakukan dengan polimer karena biaya yang rendah, dan metode pabrikan yang lebih mudah jika dibandingkan dengan silikon dan kaca (Bange, Adam, 2007).

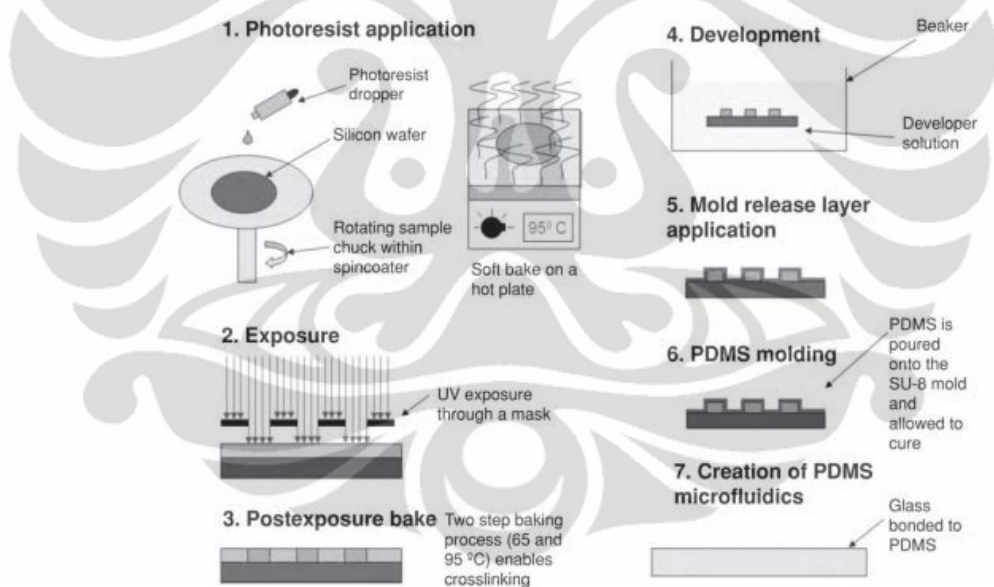
Salah satu polimer yang digunakan secara intensif adalah poly dimethyl siloxane (PDMS). PDMS merupakan polimer elastomer dan transparan yang dapat dengan mudah dipabrikan hingga ukuran 10 nm (Sia, et al., 2003). Ia juga tepat untuk penelitian biologi karena tidak permiabel terhadap air, tidak meracuni sel dan permeable terhadap gas (Sia, et al., 2003). Keuntungan lain dari PDMS jika dibandingkan dengan kaca atau silikon atau polimer yang lain adalah proses pabrikan PDMS dapat dilakukan di kondisi laboratorium normal.

2.2.3 Pabrikan

Pabrikan mikrofluida dari PDMS dengan pencetakan (*casting*) diawali dengan pembuatan cetakannya (*master mold*). Cetakan yang digunakan harus

memiliki tonjolan(positive relief) sebagai cetakan untuk mikrochannel-nya. Umumnya, cetakan ini adalah silikon yang dilapisi dengan resin seperti SU-8. dengan bantuan masker, bagian yang berfungsi sebagai channel disinari dengan sinar UV. Penyinaran dengan sinar UV akan mengeraskan resin. Perendaman dalam larutan khusus yang menyebabkan bagian yang tidak tersinari akan larut dan meninggalkan *positive relief* dipermukaan silikon.

PDMS yang terdiri dari *base* dan *curing agent* dicampurkan dengan perbandingan 10:1(w/w). Kemudian larutan divakum selama 15 menit-2jam untuk menghilangkan gas yang ada dalam larutan. PDMS kemudian dituangkan diatas cetakan dan didiamkan selama 1 jam pada suhu 80°C. PDMS yang terbentuk akan memiliki struktur mikrofluida. PDMS yang memiliki struktur mikrofluida tersebut kemudian ditempelkan ke permukaan rata seperti silikon, kaca atau PDMS. Skema metode pembuatan mikrofluida dari PDMS diperlihatkan pada gambar 2.2



Gambar 2.2. Skema Pembuatan Sistem Mikrofluida
(Minteer, 2006)

Masa penggunaan *master mold* sangat bervariasi. dengan penanganan yang baik dan silanisasi dari master, penggunaan master dapat bertahan hingga 50 kali (Hum, 2006). Untuk memastikan PDMS tidak menempel di resin SU-8, dan melepaskannya dari wafer silikon, disarankan bahwa cetakan disilanisasi tiap 10 kali (Hum, 2006).

Pembuatan dengan cetakan dari silikon dan resin akan rusak setelah penggunaan berulang-ulang, dan cetakan tersebut akan rusak. Selain itu, teknik ini masih cukup mahal. Untuk mengatasinya, cetakan PDMS dapat dibuat dari alumunium (Zhao, et al., 2003). dengan metode ini, bagian channel untuk mikrofluida dibuat dengan *negative relief*. Kemudian pembuatan positive relief dilakukan dengan memanaskan akrilat di permukaan alumunium. Akrilat akan membentuk positive relief yang digunakan sebagai cetakan PDMS. Metode ini masih terkendala belum adanya informasi dimana CNC workshop yang mampu melakukan *CNC micromachining*.

2.2.4 Bonding

Agar didapatkan struktur mikrofluida, PDMS yang baru dikeluarkan dari cetakannya harus dilekatkan dengan substrat lain yang datar. Hasil dari pelekatan ini dapat memiliki sifat reversible dan irreversible. Pelekatan yang reversible digunakan untuk aplikasi dengan tekanan rendah, sedangkan pelekatan yang irreversible digunakan untuk aplikasi bertekanan tinggi. Salah satu kelebihan dari PDMS adalah ia dapat melekat (*seal*) dengan PDMS atau substrat lain secara reversible atau irreversible dengan substrat lain tanpa menunjukkan masalah pada channel (McDonald, et al., 2002). Untuk membuat ikatan yang irreversible, dapat digunakan oksigen plasma terhadap permukaan substrat lain atau PDMS dan kemudian keduanya ditekan (Minteer, 2006).

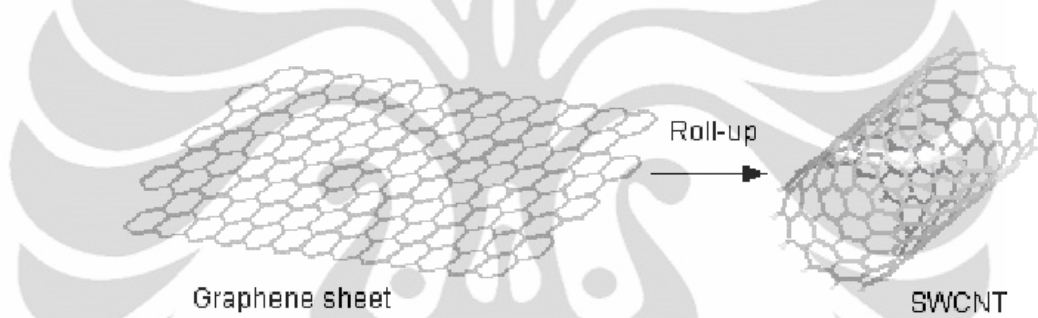
2.3 SWCNT

Sejak ditemukan pada tahun 1991 oleh Sumio Iijima, CNT telah menjadi salah satu material yang intensif dipelajari. CNT memiliki struktur, sifat mekanik, sifat kimia, sifat optik, oproelektronik, dan sifat elektronik yang unik, dan ini menarik banyak bidang ilmu pengetahuan, yang ingin mengerti sifat dan kemungkinan untuk memanfaatkannya di banyak aplikasi.

Berdasarkan jumlah lapisannya, CNT digolongkan menjadi SWCNT dan MWCNT. SWCNT merupakan CNT yang memiliki 1 lapisan gulungan karbon, sedangkan MWCNT merupakan CNT yang memiliki lebih dari satu gulungan karbon. Karena riset yang dilakukan hanya menggunakan SWCNT, maka pembahasan hanya dilakukan pada SWCNT.

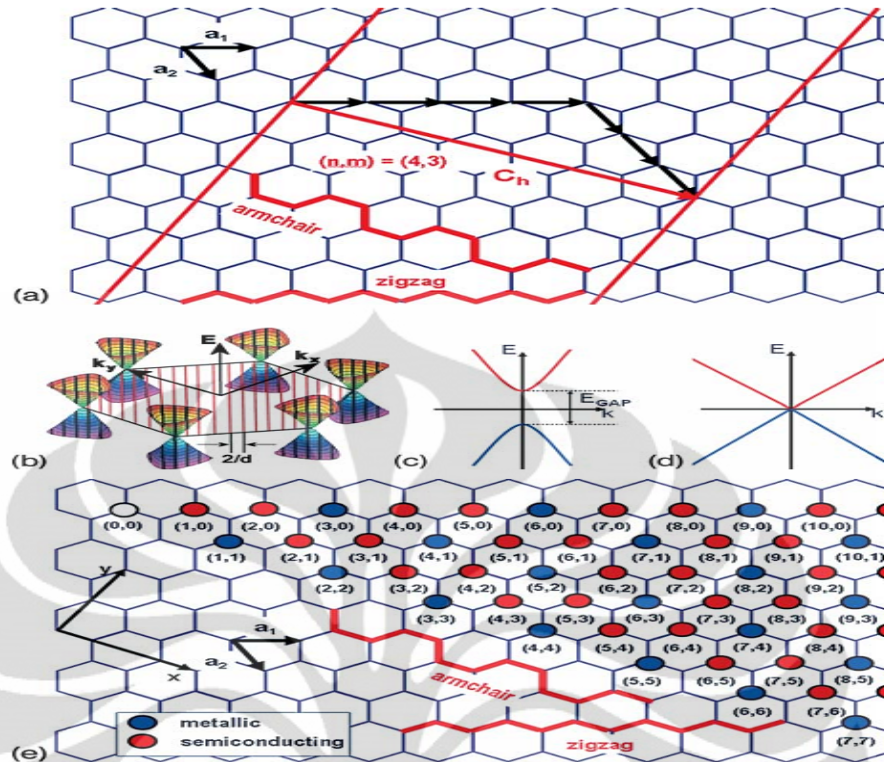
2.3.1 Struktur dan Sifat Elektronik SWCNT

CNT merupakan bentuk allotropik dari karbon. Material yang terbuat dari karbon menunjukkan tiga tipe hibridisasi dari ikatan kovalen, yaitu SP, SP2 dan SP3. Hibridisasi SP terdapat pada molekul etilena, hibridisasi sp2 terdapat di graphite dan hibridisasi sp3 ada di permata. Hibridisasi SP2 membentuk ikatan yang kuat dalam lapisan, tetapi kurang kuat di antara lapisan yang berbeda. Struktur material yang stabil dari ikatan karbon SP2 adalah bentuk sarang lebah. Graphite terbentuk dengan menumpuk lapisan-lapisan graphene, karenanya, tiap lapisan menunjukkan stabilitas yang besar, tetapi mudah lepas dengan sedikit energi. dengan menggulung lapisan graphene membentuk silinder, kita mendapatkan tube, yang dikenal dengan *carbon nanotube*(CNT).



Gambar 2.3. Lapisan Graphene yang Digulung Membentuk SWCNT
(Salavert, 2008)

SWCNT dapat dibentuk dengan menggulung lapisan graphene membentuk silinder sepanjang vektor a_1 dan a_2 dengan besaran m , n pada lapisan graphene dan dinyatakan dengan vektor kiralitas $C_h = n.a_1 + m.a_2$. dengan sederhana, vektor kiralitas menunjukkan arah gulungan pada graphene(lihat gambar 2.4(a)).



Gambar 2.4. (a) Cara Menggulung Lapisan Graphene Berdasarkan Vektor (m,n) , (b) Tingkat Probabilitas Elektron Orbital Nonhibridisasi dan Tingkat Energi Elektron Terluar yang Diizinkan, (c) Gap Pita Valensi dan Konduksi Untuk Semikonduktor (d) Pita Konduksi dan Valensi yang Bertemu di Fermi Level, (e) Propabilitas SWCNT Semikonduktor dan Logam Berdasarkan Kiralitasnya (Kreupl, 2008)

Dari gambar 2.4.b terlihat dispersi energi elektron dari graphene dekat ke fermi energi dan garis paralel menunjukkan tingkat energi elektron terluar yang diizinkan dimana pita valensi memiliki energi yang sama dengan pita konduksi. Jika posisi dari karbon tepat berada pada garis paralel tersebut, maka SWCNT bersifat logam, dan jika posisi karbon tidak tepat pada garis paralel tersebut, maka terdapat band gap yang menandakan bahwa SWCNT tersebut adalah semikonduktor (Kreupl, 2008). Garis paralel terpisah dengan jarak $2/d$, dimana d adalah diameter SWCNT. Semakin besar diameter SWCNT, semakin kecil jarak antara garis paralel dan kemungkinan terdapat band gap menjadi lebih kecil (Kreupl, 2008). Karenanya, SWCNT dengan diameter besar memiliki kemungkinan yang lebih besar sebagai logam. Menurut Anantram dan Leonard (2006) kondisi dimana SWCNT adalah logam dapat diketahui jika memenuhi persamaan $n-m=3q$, dimana q adalah bilangan bulat (Kreupl, 2008). Itu

sebabnya, sifat kelistrikan dari SWCNT sangat ditentukan oleh kiralitas dan diameter tube dari SWCNT.

Tiap kemungkinan konfigurasi SWCNT dapat digambarkan dengan gambar e. Dari sudut pandang statistik, 1/3 dari SWCNT bersifat logam dan 2/3 nya adalah semikonduktor (Kreupl, 2008). Ini ditunjukkan dengan bukti bahwa kebanyakan SWCNT yang dibuat didominasi oleh SWCNT yang bersifat semikonduktor dan sampai saat ini belum ada metode pembuatan yang bisa membuat SWCNT dengan kiralitas tertentu (Kreupl, 2008).

SWCNT memiliki diameter sekitar 0,4-3 nm dan panjang mencapai beberapa mikrometer. Sifat fisik ini menyebabkan SWCNT memiliki sistem 1-D karena muatan hanya dapat mengalir maju atau mundur dan tidak menyebar seperti sistem 2 atau 3 dimensi. Penyebaran muatan yang terjadi pada sistem 2 atau 3 dimensi menyebabkan hambatan aliran listrik. Penyebaran phonon terjadi pada temperatur tinggi dan penyebaran karena kemurnian terjadi pada temperatur rendah. Sedangkan penyebaran muatan pada SWCNT disebabkan oleh defect pada permukaan seperti adanya struktur pentagon pada permukaan dan pengotor seperti atom asing atau zat kimia yang ada dipermukaan SWCNT.

Sifat lain yang penting dari SWCNT adalah mobilitas muatannya. Mobilitas muatan mengukur kecepatan dari muatan pembawa merespon adanya medan listrik eksternal. Mobilitas pembawa dari perangkat CNTFET merupakan parameter penting yang menentukan unjuk kerja dari perangkat elektronik, dalam hal ini kecepatan response dan kemampuan mengalirkan arus listrik pada kondisi ON. Mobilitas dapat diukur dengan persamaan berikut:

$$\mu_{\text{eff}} = \frac{L}{C_G} \frac{G}{|V_G - V_T|}, \quad \mu_{\text{FE}} = \frac{L}{C_G} \left| \frac{\partial G}{\partial V_G} \right| \dots\dots\dots (2.1)$$

Dimana C_G adalah kapasitas gate tiap unit panjang, V_g adalah tegangan gate, V_T adalah tegangan *Threshold*, dan L adalah panjang dari perangkat. Mobilitas dari CNTFET pada temperatur kamar lebih besar dari $4000 \text{ cm}^2/\text{Vs}$, sedangkan Si MOSFET hanya berkisar $1000 \text{ cm}^2/\text{Vs}$ (Park, 2009).

2.3.2 Lapisan Tipis SWCNT

Lapisan tipis SWCNT merupakan lapisan dimana SWCNT tunggal saling terhubung dengan acak dengan dengan luas permukaan mencapai orde milimeter atau mikrometer dan ketebalan hanya sekitar diameter dari nanotube tersebut. Karenanya, lapisan tipis SWCNT membentuk sistem 2 dimensi.

Berbagai teknik untuk membuat lapisan tipis SWCNT. Umumnya, dapat dibagi menjadi dua kategori, yaitu SWCNT dibuat langsung diatas substrat dan deposisi dari larutan SWCNT (Jacson, 2009). Pembuatan lapisan tipis SWCNT secara langsung diatas substrat masih sulit dilakukan di Indonesia, karenanya pembahasan hanya dibatasi pada pembuatan lapisan SWCNT dari larutan.

2.3.3 Pemurnian SWCNT

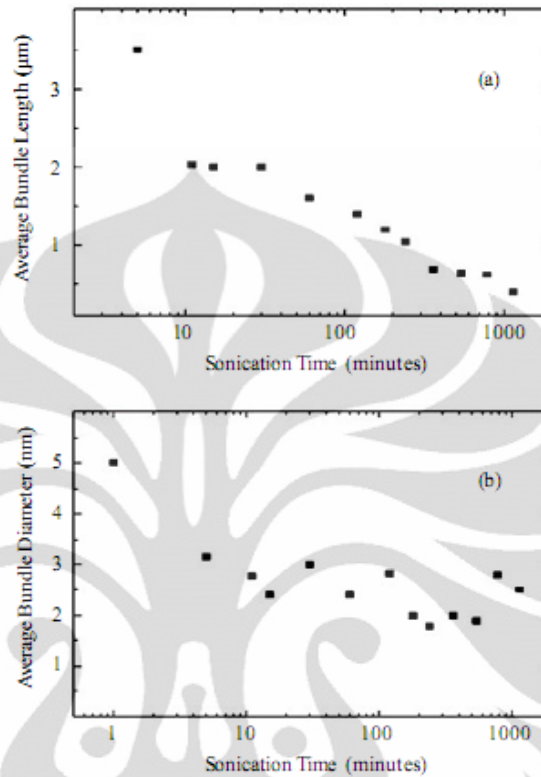
Metode untuk menghasilkan larutan SWCNT untuk membuat lapisan tipis SWCNT dapat diringkas menjadi tahap sintesis SWCNT, pelarutan dan pemurnian SWCNT, sonifikasi, sentrifugasi dan filtrasi. Telah diketahui secara umum bahwa semua teknik sintesis SWCNT menghasilkan sejumlah pengotor karbon, seperti amorphous carbon, graphite, dan residu katalis. Tanpa proses pemurnian untuk menghilangkan pengotor, masuknya pengotor ke perangkat biosensor akan menurunkan unjuk kerja biosensor.

2.3.3.1 Sonifikasi

dengan bantuan sonifikasi, SWCNT yang telah dimurnikan dapat dilarutkan dalam larutan untuk proses lebih lanjut. Sonifikasi memberikan energi kepada bundle SWCNT sehingga SWCNT tunggal yang saling berikatan memiliki cukup energi untuk saling melepaskan. Setelah SWCNT lepas satu sama lain, adanya pelarut yang tepat atau surfaktan, akan mencegah SWCNT tersebut saling bergabung kembali.

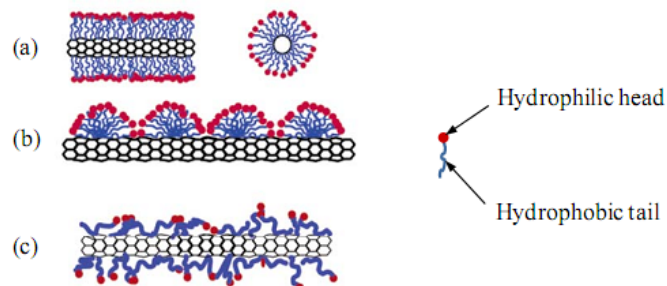
Dispersi yang baik dapat dilakukan pada beberapa pelarut, seperti nitromethane, N,N-dimethylformamide(DMF), dimethyl acetamide(DMAc), dan dimethyl pyrrolidone(NMP). Tetapi Dispersi SWCNT dalam pelarut organik ini membutuhkan tahap sonifikasi yang intens(misal 100 jam di bath sonicator) yang akan menimbulkan kerusakan mekanis dan degradasi sifat listrik dari SWCNT (Jacson, 2009). Dari penelitian yang dilakukan oleh Hecht, Hu dan Gruner(2006) diketahui bahwa semakin lama waktu sonifikasi, semakin pendek

ukuran dari SWCNT, sedangkan diameter SWCNT /*bundle* SWCNT hanya berpengaruh pada awal sonifikasi karena lepasnya SWCNT yang saling terikat.



Gambar 2.5. Hubungan Sonifikasi, Panjang SWCNT dan Ukuran Bundle (Hecht, et al., 2006)

SWCNT merupakan molekul nonpolar dan menunjukkan sifat hidrofobik dalam air. Karenanya, *bundle* SWCNT tidak akan terlepas dengan mudah dan terdispersi dalam pelarut seperti air. Tetapi, molekul amphiphilic (molekul yang memiliki kepala hidrofilik dan ekor yang hidrofobik) seperti surfaktan dapat digunakan untuk memudahkan dispersi bundle SWCNT dalam larutan. dengan pendekatan ini, ekor yang hidrofobik akan teradsrpsi di permukaan SWCNT, sementara kepala yang hidrofilik akan larut dalam air. Lihat gambar 2.6.



Gambar 2.6. Berbagai Bentuk Ikatan Antara Surfaktan dan SWCNT

Surfaktan juga memberikan tolakan elektrostatis antar SWCNT untuk mencegah terjadinya penggabungan. Dengan bantuan sonifikasi untuk melepaskan bundle SWCNT, ekor hidrofobik dari surfaktan dapat mengikat SWCNT tunggal dan menstabilkan dispersi SWCNT dalam larutan. Surfaktan yang umum untuk mendispersi SWCNT diantaranya sodium dodecyl sulfate (SDS), sodium dodecylbenzenesulfonate (SDBS), Triton X, dan poly(vinylpyrrolidone) (PVP). Konsentrasi surfaktan yang umum adalah 1%. Gambar 2.7 dibawah menunjukkan SWCNT yang terdispersi dengan baik dan kurang baik.



Gambar 2.7. Contoh Dispersi SWCNT Dalam Larutan
(Jason, 2009)

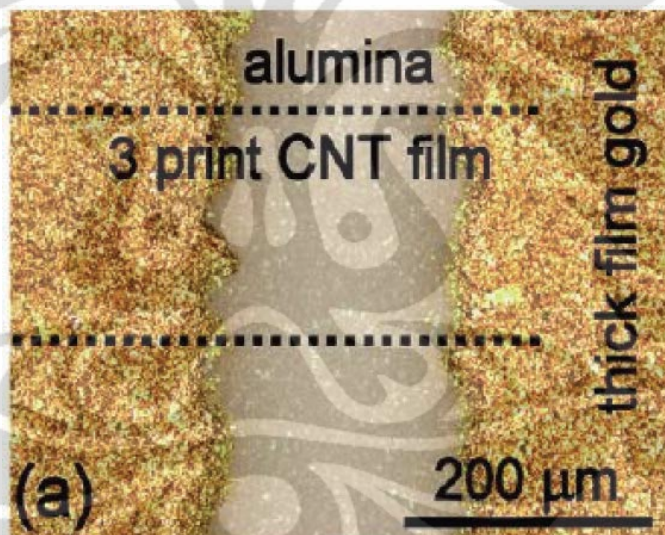
2.3.3.2 Sentrifugasi

Setelah larutan SWCNT disiapkan dengan sonifikasi, sentrifugasi dilakukan untuk memproduksi larutan SWCNT dengan konsentrasi SWCNT tunggal yang tinggi dan pengotor non-SWCNT yang rendah. Sentrifugasi menghilangkan pengotor graphite, residu katalis, dan bundle SWCNT berukuran besar dari larutan SWCNT karena perbedaan densitasnya.

2.3.4 Pembuatan Lapisan Tipis SWCNT

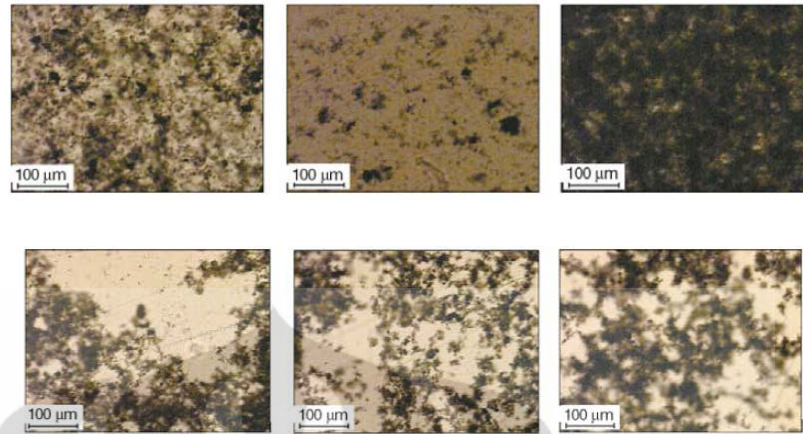
Metode yang bisa dilakukan untuk menghasilkan jaringan SWCNT yang acak dari larutan diantaranya *spray coating*, *dip coating*, dan filtrasi vakum. Faktor penting dalam pembuatan lapisan tipis ini antara lain ukuran lapisan tipis, konsistensi tiap lapisan yang dibuat, dan sifat film yang dibuat. Hambatan lapisan (*sheet resistance*) merupakan faktor penting untuk digunakan sebagai transduser dalam biosensor karena menunjukkan besarnya pembentukan jalur konduksi di lapisan tersebut.

Metode yang digunakan adalah filtrasi vakum yang dilakukan dengan menyaring larutan SWCNT melewati membran filter. Penggunaan metode ini disebabkan karena kemudahannya dan konsistensinya dalam produksinya. Konsistensi permukaan dipromosikan oleh kondisi dari filtrasi vakum. Ketika larutan melewati membran, SWCNT yang ada dipermukaan, membentuk jaringan yang saling terhubung. Ketika SWCNT terakumulasi di suatu area dipermukaan membran, area tersebut akan mengalami hambatan aliran larutan dan penyaringan akan dominan ditempat lain dimana hambatan aliran masih kecil atau jumlah SWCNT di permukaan membran tersebut masih sedikit. Ketebalan dari film dapat dikontrol dengan konsentrasi nanotube dalam larutan dan volume larutan SWCNT. Setelah filtrasi, film dibilas dengan air suling untuk menghilangkan surfaktan yang tersisa di membran.



Gambar 2.8. Lapisan SWCNT dipermukaan Membran Alumina yang dihasilkan dengan Metode *Ink-Jet Printing* (Mustonen, 2009)

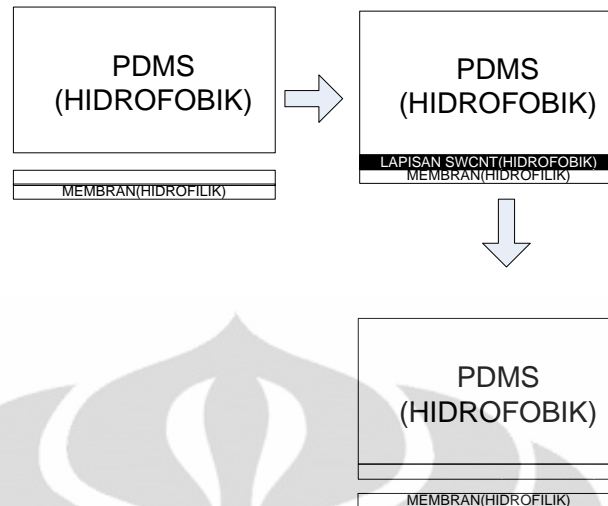
Pada gambar 2.8, adalah lapisan SWCNT yang dibuat menggunakan ink-jet printing dipermukaan membran alumina yang dilakukan oleh Mustonen(2009). Dari gambar tersebut, terlihat bintik-bintik putih yang menunjukkan tidak meratanya proses penyaringan. Selain itu, kesulitan dari metode filtrasi adalah terbentuknya petak-petak SWCNT dipermukaan membran. Komposit polimer yang dihasilkan Auguiler(2010) pada gambar 2.9. menunjukkan bentuk gumpalan CNT dalam polimer yang mirip dengan lapisan SWCNT.



Gambar 2.9. Komposit SWCNT Dalam Polimer yang Terdistribusi Merata(atas) dan Ter-aglomerasi(bawah)
(Aguilar et al, 2010)

Petak-petak ini terbentuk akibat penggabungan *bundle-bundle* SWCNT selama proses pembilasan yang menghilangkan sabun dari permukaan SWCNT. Menurut Jackson(2009), masalah ini dapat diatasi dengan memanaskan lapisan SWCNT sebelum dilakukan pembilasan sehingga SWCNT dapat terlebih dahulu membentuk ikatan yang kuat sebelum dibilas.

Ada dua metode untuk mentransfer SWCNT yang disaring dari membran ke substrat yang diinginkan yaitu dengan *stamping* menggunakan elastomer seperti PDMS atau dengan memaparkan filter dengan bahan kimia sehingga filter tersebut larut. Pada metode *stamping*, digunakan filter alumina. Kontak antara PDMS dan SWCNT film hingga PDMS melekat dengan SWCNT terlihat. PDMS dapat melekat dengan SWCNT karena permukaan alumina yang polar dan permukaan PDMS yang nonpolar menyebabkan SWCNT cenderung rekat ke PDMS. PDMS kemudian diangkat dari filter dengan SWCNT menempel di PDMS. Pola lapisan SWCNT dapat dibuat dengan membuat pola *negatif relief* dipermukaan PDMS. Karena PDMS memiliki energi permukaan $19,8 \text{ mJ/m}^2$, SWCNT dapat ditransfer ke substrat transparan seperti PET dan kaca dengan energi permukaan $44,6$ dan 47 mJ/m^2 . Ilustrasi transfer lapisan SWCNT digambarkan pada gambar 2.10.



Gambar 2.10. Ilustrasi Transfer Lapisan SWCNT ke Permukaan PDMS

2.3.5 Sheet Resistivity Dari Lapisan SWCNT

Sheet resistance (R_{sh}) dari jaringan SWCNT sangat penting untuk dipertimbangkan karena kontribusinya terhadap energi yang hilang di perangkat organik (Jacson, 2009). R_{sh} berkorelasi dengan power, $P_{sh}=I^2.R_{sh}$, dimana I merupakan arus yang mengalir di elektroda.

R_{sh} menunjukkan karakter sifat listrik 2 dimensi dari konduktor. Sifat ini diasumsikan mengabaikan aliran arus vertikal bidang datar lapisan SWCNT karena hanya mendeskripsikan hambatan bidang datar dengan satuan $\Omega\text{-sq}^{-1}$ dan dirumuskan dengan :

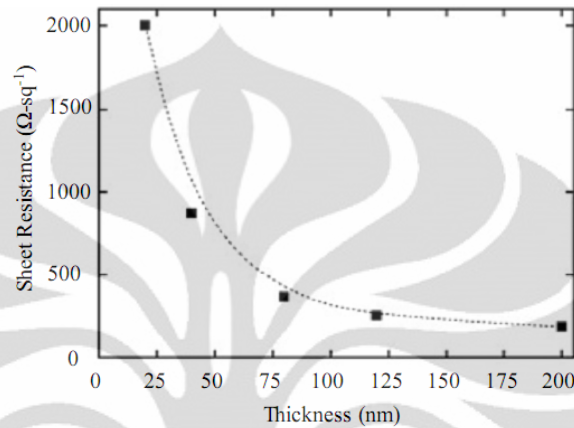
$$R_{SH} = R \times \frac{W}{L} \dots\dots\dots (2.2)$$

Sehingga R_{sh} dapat dipahami sebagai hambatan (R) antara dua kontak yang terpisah dengan lebar W dan panjang L .

Sheet resistivity juga menunjukkan banyaknya jalur konduksi yang terbentuk. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Unalan, Fanchini, Kanwal, Pasquier, & Chhowalla(2006), lapisan tipis SWCNT dengan sheet resistivity sekitar $50\Omega/\text{sq}$ atau dibawahnya merupakan lapisan yang telah terbentuk jalur konduksi. Sedangkan sheet resistivity diatas $15\text{k}\Omega/\text{sq}$ merupakan lapisan tanpa jalur konduksi dan memiliki kemampuan untuk mengalirkan arus yang besar(mobilitas yang besar)

2.3.6 Parameter yang Mempengaruhi R_{sh}

Karena sifat perkolasi dari jaringan SWCNT, R_{sh} berbanding terbalik dengan kerapatan dalam permukaan dan kerapatan permukaan proporsional dengan ketebalan lapisan, R_{sh} harus juga berbanding terbalik dengan ketebalan lapisan. Contoh dari hubungan ini dilihat pada gambar 2.11. dibawah ini.



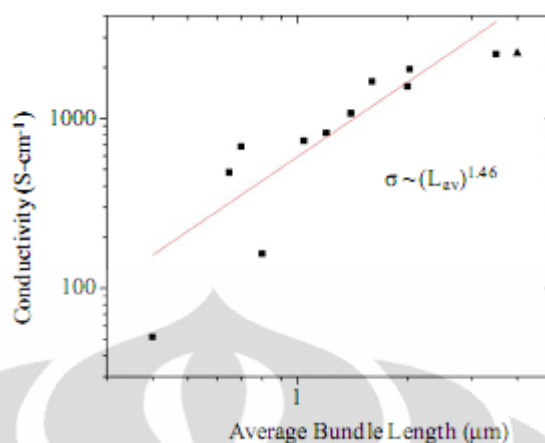
Gambar 2.11. Hubungan Ketebalan dan Hambatan Permukaan (Jacson, 2009)

Pada saat ketebalan lapisan meningkat, lebih banyak jalur konduksi terbentuk. Sehingga sheet resistivity berbanding terbalik dengan jumlah jalur konduksi.

$$R_{SH} \sim \frac{1}{x} R_{path} \dots\dots\dots (2.3)$$

Dimana x adalah jumlah jalur konduksi di film.

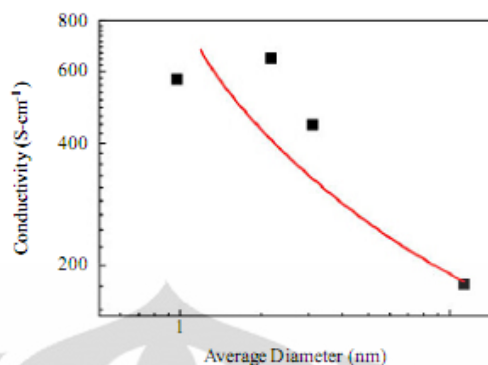
Hecht et al. Membandingkan sifat listrik dari SWCNT dengan panjang dan diameter yang bervariasi. Mereka menyarankan semakin kecil diameter SWCNT dan semakin panjang SWCNT, maka resistivitynya semakin kecil.



Gambar 2.12. Hubungan Panjang Bundle SWCNT dengan Konduktivitasnya (Hecht, et al., 2006)

Gambar diatas menunjukkan hubungan panjang SWCNT dengan konduktivitasnya. Data memenuhi hubungan $\sigma \sim L^{1.46}$ atau $R_{sh} \sim L^{-1.46}$. Ini sesuai dengan pengertian mengenai transport elektrik di lapisan SWCNT. Semakin panjang tubes, semakin sedikit pertemuan (*junction*) antar tube dan karena hambatan intertube lebih kecil dibandingkan hambatan antar tube, semakin panjang tube, semakin kecil resistivitasnya. Shiin et al. Memeriksa efek dari diameter tube dan R_{sh} dan hubungannya terlihat dari gambar 2.13 dan memenuhi hubungan $\sigma \sim D^{-1.613}$ atau $R_{sh} \sim D^{-1.613}$.

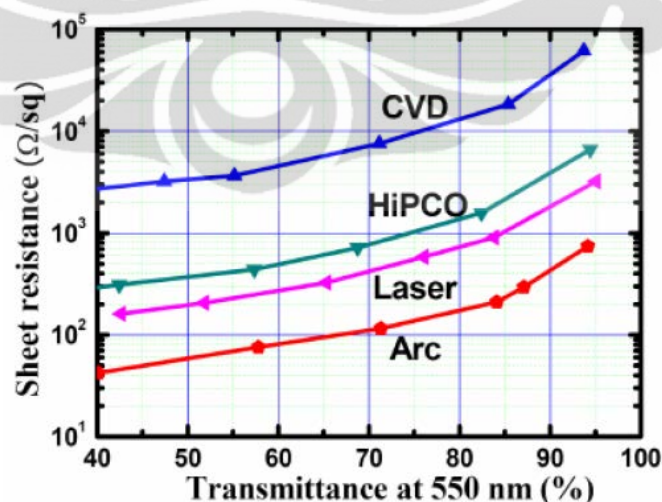
Hasil ini memberikan pandangan mengenai pengaruh dari sonifikasi terhadap R_{sh} . Waktu sonifikasi yang rendah menghasilkan panjang bundle yang lebih besar, diameter yang besar dan akan menurunkan R_{sh} . Disisi lain, meningkatkan waktu sonifikasi akan memotong SWCNT ke ukuran yang lebih pendek yang akan meningkatkan R_{sh} . Karenanya, prosedur sonifikasi yang optimal harus ditentukan untuk memberikan ukuran SWCNT yang optimal untuk digunakan sebagai biosensor.



Gambar 2.13. Hubungan Konduktivitas dengan Ukuran Bundle
(Hecht, et al., 2006)

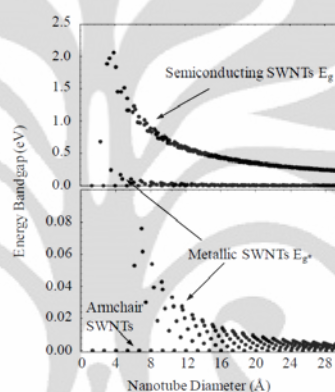
Dalam biosensor, Kerapatan SWCNT dalam jaringan mempengaruhi sensitivitas dari biosensor. Biosensor dengan kerapatan SWCNT yang tinggi menunjukkan sensitivitas (limit deteksi dan response) yang lebih besar dibandingkan SWCNT dengan kerapatan tinggi (Ishikawa, et al., 2010). Ini disebabkan karena lapisan SWCNT dengan kerapatan tinggi memiliki sifat semikonduktor yang sensitif terhadap pengaruh perubahan tegangan di permukaan SWCNT, dan sebaliknya SWCNT dengan kerapatan tinggi memiliki sifat logam yang kurang sensitif (Ishikawa, et al., 2010).

Sheet resistivity juga dipengaruhi oleh metode pembuatan SWCNT seperti terlihat pada gambar 2.14 dibawah ini :



Gambar 2.14. Perbandingan *Sheet Resistivity* Lapisan Tipis SWCNT yang Dibuat dengan Berbagai metode
(Geng et al., 2007)

Dari gambar tersebut dapat terlihat bahwa metode CVD akan menghasilkan sheet resistivity paling besar. Besarnya sheet resistivity dari SWCNT yang dihasilkan dengan metode CVD salah satunya disebabkan oleh ukuran diameter yang paling kecil dibandingkan metode lainnya. Diameter yang kecil menyebabkan gap energi pita valensi dan konduksi semakin besar untuk SWCNT yang bersifat semikonduktor menyebabkan *sheet resistivity* jaringan SWCNT berdiameter kecil lebih tinggi dibandingkan *sheet resistivity* SWCNT berdiameter besar(gambar 2.15).



Gambar 2.15. Band Gap Energi Pita Valensi dan Konduksi Dari SWCNT dengan Berbagai Diameter dan Kiralitas (American physical society, 1997)

Sheet resistivity dibawah titik perkolasi merupakan faktor penting untuk menjamin sifat semikonduktor dari lapisan tipis SWCNT. dengan memastikan bahwa lapisan tipis bersifat semikonduktor, maka dapat dipastikan bahwa lapisan tipis tersebut sensitif terhadap perubahan kondisi elektronik lingkungan sekitarnya. Diperkirakan, akan terjadi peningkatan sensitivitas hingga orde ke-1 bila lapisan SWCNT berada dibawah titik perkolasinya(tidak terdapat jalur SWCNT logam yang menghubungkan kedua elektroda)(Ishikawa et al., 2010). Selain titik perkolasi, hal lain yang akan meningkatkan sensitivitas dari jaringan SWCNT adalah dengan menghilangkan SWCNT yang bersifat logam yang diperkirakan akan meningkatkan sensitivitas hingga orde ke-2 atau 3(Ishikawa et al., 2010).

Besarnya sensitivitas dari lapisan SWCNT yang dibuat dapat dibuktikan dengan mengujinya dengan menggunakan *semikonduktor parameter analyzer*

atau alat lain yang mempunyai fungsi sama dan dilengkapi dengan *liquid gate electrode*. Dari pengujian tersebut, bisa didapatkan kurva perubahan arus listrik akibat perubahan muatan di permukaan lapisan SWCNT. Perubahan muatan dipermukaan SWCNT dimodulasi dengan bantuan *liquid gate electrode*.

Liquid gate electrode juga membantu memodulasi jumlah muatan pembawa dilapisan tipis SWCNT. Jumlah muatan pembawa akan mengatur besarnya arus yang mengalir dari elektroda source ke drain. Umumnya biosensor beroperasi pada tegangan modulasi dimana terjadi perubahan arus listrik terbesar dengan perubahan tegangan tertentu (titik transkonduktansi) (Heller et al, 2009). Pemilihan titik transkonduktansi bertujuan agar didapatkan response perubahan arus terbesar dari interaksi analit dengan permukaan jaringan SWCNT.

2.3.7 SWCNT Sebagai Transduser

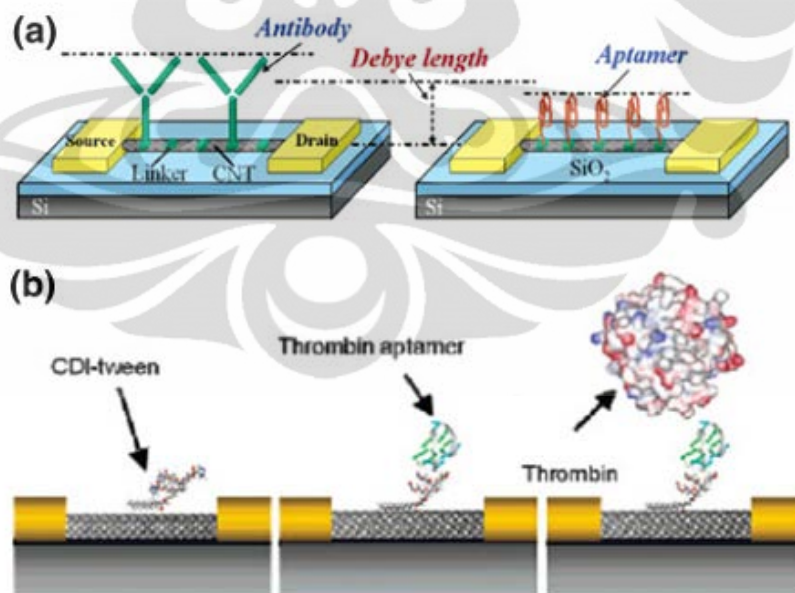
Dalam biosensor, umumnya SWCNT berada dalam bentuk lapisan tipis jaringan SWCNT. Lapisan ini merupakan struktur nano yang baik untuk sensor elektrokimia karena mereka memiliki sifat elektronik sebagai berikut (Salavert, 2008) :

1. SWCNT menunjukkan kerapatan muatan pembawa yang rendah dan sebanding dengan densitas muatan di permukaan protein, sehingga ideal untuk memfasilitasi interaksi elektrostatik.
2. Jaringan SWCNT memiliki mobilitas pembawa muatan yang besar, 10²-10⁴ kali dari mobilitas semikonduktor organik. Tetapi konduktansi SWCNT dalam jaringan dibatasi oleh *Schottky barriers* (energi yang diperlukan agar muatan pembawa dapat melewati pertemuan dari logam-semikonduktor) yang terbentuk pada kontak antara logam dan semikonduktor dan kontak antara nanotube dengan sifat konduktivitas yang berbeda.
3. Medan listrik disekeliling SWCNT (yang dihasilkan dari muatan elektrostatik) dipengaruhi oleh konduktansi dari nanotube. Transfer muatan sebagian dari ion atau molekul disekitar nanotube menghasilkan perubahan konduktansi SWCNT yang bersifat semikonduktor yang signifikan.

4. Ukuran yang sebanding antara biomolekul dan SWCNT mendukung interaksi antara analit dan nanotube (Tey, et al., 2010)
5. SWCNT memiliki seluruh atom karbonnya di permukaan, mendukung interaksi dengan molekul yang ada disekitarnya sehingga meningkatkan sensitivitas SWCNT sebagai bagian dari biosensor.
6. Reaktivitas dari CNT sudah banyak diketahui sehingga dapat dibuat gugus fungsi di permukaannya untuk meningkatkan selektivitas dari sistem analitik.

2.3.8 Imobilisasi Molekul Pengindra di Permukaan SWCNT

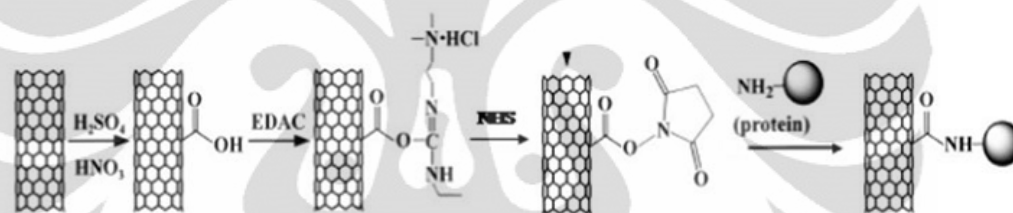
Seperti telah dijelaskan, agar biosensor dapat mendeteksi adanya molekul tertentu, diperlukan molekul pengindra yang berikatan dengan SWCNT. Salah satu molekul pengindra yang dikembangkan saat ini adalah aptamer. Aptamer banyak dikembangkan ukurannya yang lebih kecil (1-2 nm) dibandingkan molekul pengindra yang lain seperti antigen (10-15 nm). Akibatnya, pengaruh perubahan muatan disekitar SWCNT akan lebih besar dibandingkan molekul antigen yang memiliki ukuran lebih besar karena jarak SWCNT dan ikatan tersebut lebih pendek.



Gambar 2.16. (a) Skema Jarak Ikatan Antibodi-SWCNT dan Aptamer-SWCNT.
 (b) Contoh Deteksi Thrombin Menggunakan Aptamer
 (Tey, et al., 2010)

Imobilisasi aptamer di permukaan SWCNT dapat dilakukan dengan dua cara, dengan ikatan non-kovalen antara SWCNT dan aptamer dan ikatan kovalen

SWCNT-aptamer. Imobilisasi dengan ikatan nonkavlen dilakukan dengan proses adsorpsi fisik seperti gaya van der Waals, interaksi hidrofobik, atau ikatan antara ikatan π - π dari SWCNT dan aptamer (Tey, et al., 2010). Namun, kelemahan metode ini adalah ikatan molekul aptamer umumnya tidak stabil dan dapat lepas selama pencucian, sehingga menyebabkan pembacaan sinyal yang tidak konsisten. Karenanya, digunakan molekul penghubung yang menghubungkan SWCNT dan aptamer. Molekul penghubung umumnya memiliki ujung hidrofobik yang memiliki interaksi yang kuat dengan CNT, dan ujung lainnya yang hidrofilik sehingga dapat berikatan kovalen dengan aptamer. Molekul penghubung lainnya, dapat berikatan kovalen dengan gugus karboksilat yang ada dipermukaan SWCNT dan berikatan kovalen dengan aptamer. Proses fungsionalisasi gugus karboksilat SWCNT dengan biomolekul (aptamer) disebut dengan proses diimide-activated amidation (Tey, et al., 2010).



Gambar 2.17 Proses Diimide-Activated Amidation
(Tey, et al., 2010)

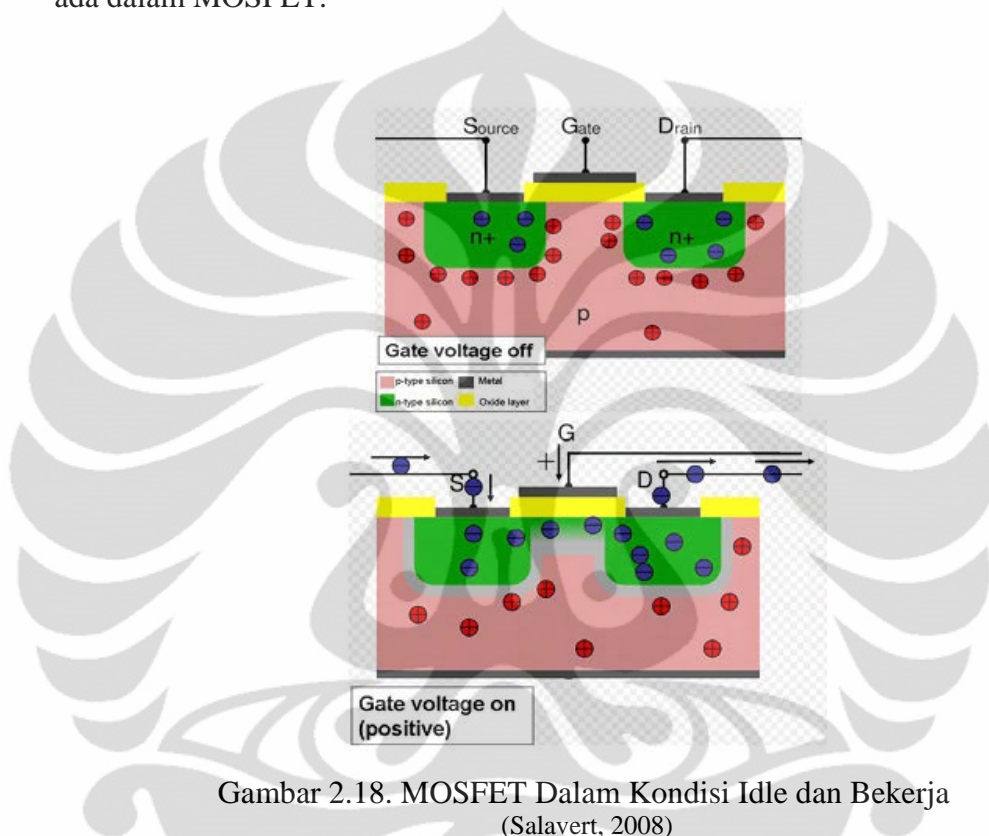
Karenanya, agar didapatkan biosensor yang dengan aptamer yang tetap menempel meskipun telah dibilas, diperlukan gugus karboksilat dipermukaan SWCNT untuk memfasilitasi pembentukan ikatan kovalen dari aptamer dan SWCNT. SWCNT-COOH yang dibuat di Chengdu memiliki 8-10% gugus karboksilat dipermukaannya. Umumnya gugus karboksilat berada di bagian SWCNT yang cacat dan ujung SWCNT (Tchoul et al, 2007).

2.4 Field Effect Transistor (FET)

2.4.1 Metal oxide Field Effect Transistor (MOSFET)

Awalnya, FET yang digunakan untuk analisis merupakan komponen yang banyak digunakan untuk sirkuit terintegrasi (IC) di mikroprosesor dan aplikasi elektronik lainnya. FET ini dinamakan *metal oxide semiconductor field effect transistor* (MOSFET). Dua komposisi dasar dari MOSFET adalah kapasitor (SiO_2) yang dikombinasikan dengan transistor. Kapasitor tradisional terdiri atas lapisan

dielektrik SiO_2 yang ditempatkan antara lapisan semikonduktor silikon tipe p atau n, dan elektroda logam yang dikenal sebagai elektroda gate. Transistor terdiri atas lapisan silikon yang didoping dan kontak dengan dua area silikon dengan muatan doping yang berbeda. Area ini terhubung dengan elektroda source dan drain dan tegangan diberikan antara keduanya. Gambar 2.18 menunjukkan komponen yang ada dalam MOSFET.



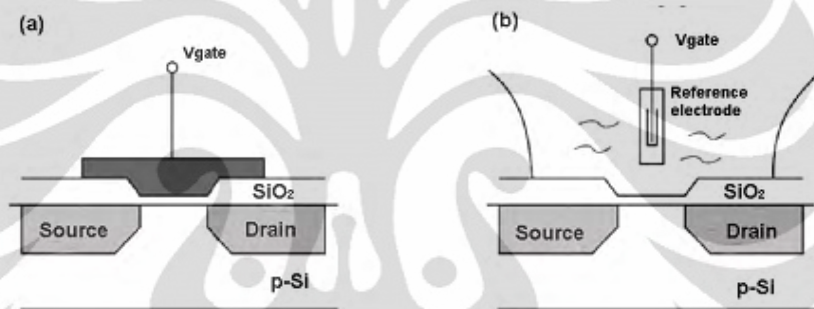
Gambar 2.18. MOSFET Dalam Kondisi Idle dan Bekerja (Salavert, 2008)

Prinsip kerja perangkat ini cukup sederhana, Jika tegangan diaplikasikan ke elektroda gate, ia akan mengubah kuat medan sepanjang lapisan SiO_2 dan meningkatkan atau menurunkan kerapatan dari pembawa muatan yang mobile di silikon yang didoping (lubang di tipe p, dan elektron di tipe n) tergantung dari polaritas dari medan. Karenanya, perubahan dari kuat medan kapasitor akan mengubah resistansi channel dari resistor, dan variasinya dapat terdeteksi dengan cara mengukur konduktivitas antara elektroda *source* dan *drain*.

Pada gambar 2.18, menunjukkan kondisi alat dalam keadaan mati. Perbedaan jenis doping menyebabkan muatan positif dari silikon tipe p terdistribusi sekitar silikon tipe n. Akibatnya, hambatan untuk aliran listrik menjadi sangat besar. Ketika elektroda gate diberikan tegangan positif, elektroda

gate akan menginduksi muatan negatif disekitar silikon tipe p. Akibatnya, permukaan silikon tipe p akan memiliki muatan pembawa elektron dan arus dapat mengalir dari elektroda source ke elektroda drain.

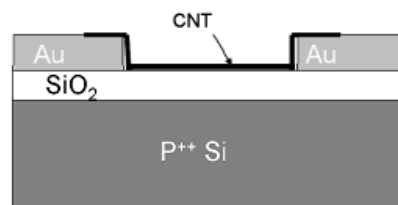
Kuat medan sepanjang SiO₂ dapat dirubah dengan cara yang berbeda. Jika elektroda gate dari MOSFET diganti dengan larutan elektrolit, dan elektroda referensi ditempatkan di dekat sirkuit, maka diperoleh *chemical sensitive field effect transistor* (CHEMFET) yang memiliki perbedaan interaksi untuk mengendalikan tegangan di gate. Di *Ion sensitive field effect transistor*, medan kimia bergantung dari konsentrasi ion target yang ada dalam larutan (misal ion potasium atau sodium). Ini akan merubah jumlah muatan pembawa di lapisan semikonduktor dan arus akan mengalir melalui elektroda source dan drain.



Gambar 2.19. Skema Rangkaian MOSFET dan ISFET (Salavert, 2008)

Kebutuhan untuk menggunakan elektroda eksternal rujukan di ISFET atau CHEMFET's merupakan kendala untuk miniaturasi sistem (Salavert, 2008). Ini disebabkan karena masalah teknologi yang serius ketika membuat elektroda rujukan pada rentang mikrometer (Salavert, 2008).

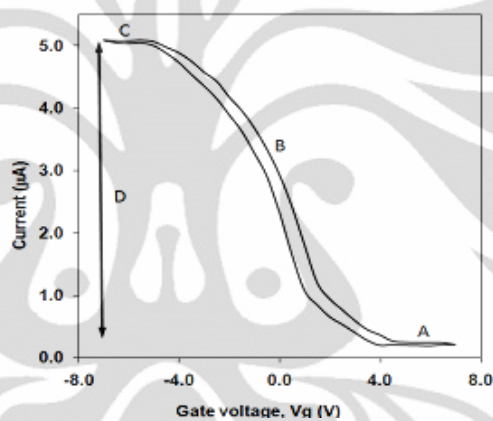
2.4.2 Carbon Nanotube Field Effect Transistor (CNTFET)



Gambar 2.20. Representasi Dari CNTFET yang Pertama Dibuat (Salavert, 2008)

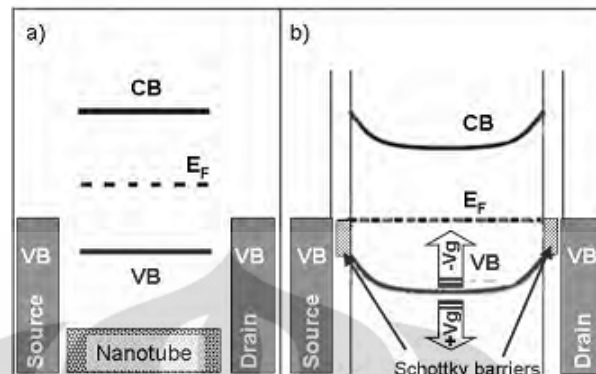
Didalam konfigurasi FET, SWCNT dihubungkan dengan dua elektroda logam (source dan drain) dan dengan memberikan tegangan di source dan drain,

arus mengalir melewati SWCNT. Besarnya arus ini dimodulasi dengan elektroda ke tiga, gate elektroda. Gate elektroda umumnya substrat yang didoping dan ditempatkan di atas channel dengan adanya lapisan isolator dengan ketebalan beberapa milimeter. Ketika memberikan tegangan positif gate pada SWCNT dengan tipe p, konduktansi dari SWCNT akan tereduksi. Jika tegangan antara source dan drain dibuat konstan dan dengan memvariasikan tegangan gate, kurva tegangan arus dan tegangan gate disebut karakteristik transfer transistor (gambar 2.21). Dari kurva ini, bisa ditentukan parameter umum dari transistor seperti nilai konduktansi maksimum (c), modulasi (sinyal dibandingkan dengan tingkat noise) (d), transconductance (slope pada tegangan gate 0) (b), mengindikasikan jenis muatan pembawa, elektron atau lubang, dan *threshold voltage* (a).



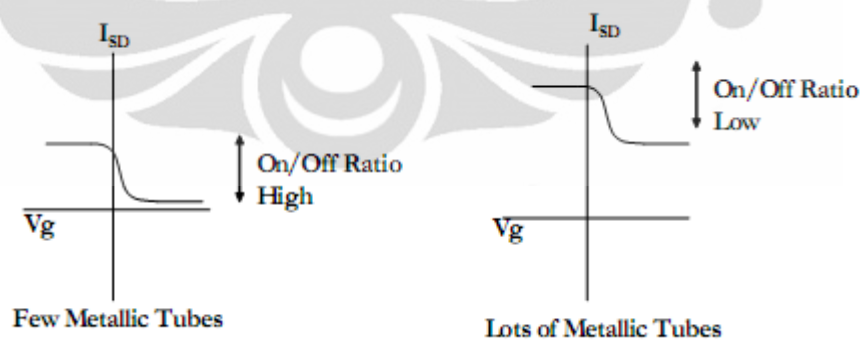
Gambar 2.21. Kurva Hubungan Tegangan Gate dan Arus S/D (Salavert, 2008)

Sebelum membuat CNTFET, harus diingat bahwa SWCNT semikonduktor dan elektroda source dan drain (S/D) memiliki energi fermi yang berbeda (gambar 2.22. kiri). Kontak antara S/D dengan SWCNT akan menyetimbangkan level energi karena terjadinya donasi kerapatan elektronik dari logam ke pita valensi (VB) dari SWCNT (gambar 2.17. kanan). Pada kasus SWCNT tipe p diberikan tegangan positif, pita energi pita valensi akan tertekuk lebih jauh lagi dan meningkatkan barrier energi. Akibatnya arus S/D berkurang dan perangkat berada dalam keadaan mati (*off-state*). Tegangan negatif pada gate akan menimbulkan efek yang berlawanan. Pita valensi (VB) dan konduksi (CB) akan melengkung ke atas dan mengurangi SB (Sooty barrier). Pada keadaan ini, arus listrik dari transistor akan meningkat. Pada keadaan dimana arus mencapai maksimum, keadaan ini disebut *on state*.



Gambar 2.22. Tingkat Energi Kontak Elektroda S/D dan SWCNT
(Salavert, 2008)

FET dapat dibuat dari SWCNT tunggal dan jaringan. Didalam SWCNT jaringan, akan terdapat SWCNT logam dan semikonduktor. Dalam konfigurasi SWCNT, banyak logam SWCNT akan mengurangi rasio on-off dari transistor. Karenanya, kerapatan dari jaringan harus menghindari kemungkinan dari terbentuknya jalur konduksi oleh SWCNT yang bersifat logam. Dalam Jaringan SWCNT yang acak, rasio antara SWCNT yang bersifat logam dan semikonduktor adalah 1:2. Hu et al menghitung batas teoritis 1,43 CNT yang bersifat logam/ μm^2 . Jika densitas SWCNT logam lebih besar dari batas ini, maka akan terbentuk banyak jalur konduksi oleh SWCNT yang bersifat logam dan juga menurunkan rasio on-off yang digambarkan pada gambar 2.23.

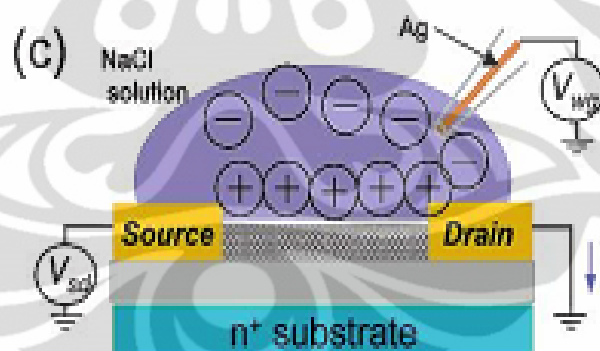


Gambar 2.23. Pengaruh Adanya SWCNT yang Bersifat Logam
(Salavert, 2008)

2.4.3 Electrolyte-gated CNTFET

CNTFET dengan larutan yang dijadikan sebagai elektroda telah dikembangkan. Didalam *electrolyte gate* CNTFET (Gambar 2.23), fungsi dari

elektroda referensi sangat kritikal. Pada perangkat ini, elektroda Pt kontak dengan larutan yang mengandung analit target. Target analit sendiri kontak dengan SWCNT yang telah difungsionalisasi (misal dengan aptamer). Perbedaan potensial elektrostatik antara larutan elektrolit dan SWCNT diatur oleh tegangan gate yang diterapkan pada batas SWCNT-cairan. Potensial ini sangat sensitif oleh adanya reaksi redoks yang terjadi pada batas logam-cairan. Molekul besar di larutan dapat mencapai permukaan logam dari elektroda Pt dan terjadi reaksi redoks dipermukaan elektroda. Biosensor umumnya bekerja dalam larutan buffer dimana spesies yang mudah bereaksi (tereduksi atau teroksidasi) ada dalam larutan, mengakibatkan potensial yang tidak stabil dan dapat diprediksi yang mempengaruhi tegangan gate yang diterapkan. Masalah ini dapat diatasi dengan menggunakan elektroda referensi (contohnya Ag/AgCl) yang menjamin bahwa kondisi redox pada batas logam-cairan terkontrol dengan baik. Penggunaan gate elektrolit dapat meningkatkan sensitivitas dari perangkat, tetapi efek ini harus diimbangi dengan kesulitan untuk mengecilkan ukuran dari elektroda referensi dan atau kondisi elektrolit ketika menggunakan elektroda Pt.

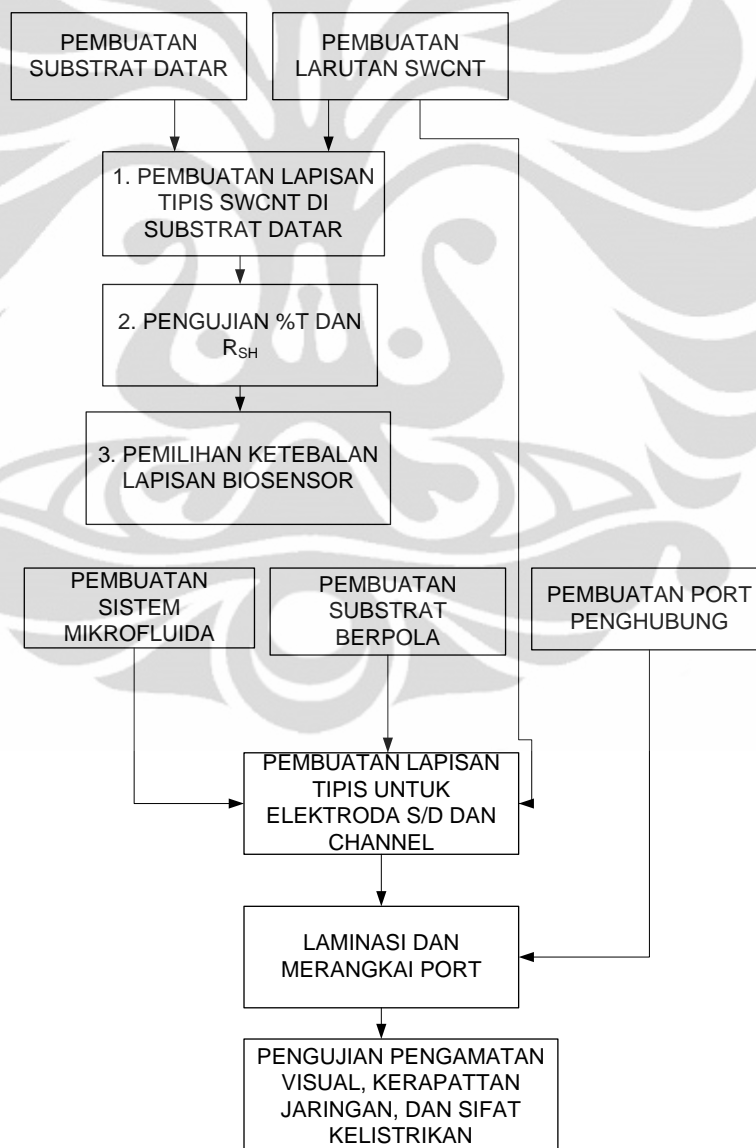


Gambar 2.24. Skema *Electrolyte Gated* Karbon Nanotube Transistor (Rosenblatt, et al., 2002)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Diagram penelitian

Penelitian akan dilakukan di Laboratorium Rekayasa Produk Kimia dan Bahan Alam, Departemen Teknik Kimia, Universitas Indonesia. Penelitian dilakukan sesuai dengan diagram alir sebagai berikut:



Gambar 3.1. Skema pembuatan rangka biosensor

3.2. Alat dan bahan

3.2.1. Alat

1. Glass plate 6 cm
2. Piala gelas 100 ml, 2
3. Piala gelas 250 ml
4. Batang pengaduk
5. Desikator vakum
6. Hot plate/oven
7. Pisau bedah/cutter
8. Cawan porselen
9. 2 Gelas ukur 100 ml
10. Labu ukur 100 ml
11. Pipet 1 ml
12. bulb
13. Mikroskop
14. pinset
15. Ultrasonifikasi cole parmer
16. Sentrifuge
17. Labu ukur 500 ml
18. Vakum 1/8 HP
19. Mikroskop
20. Needle(untuk suntik) berukuran lebih kecil dari tubing(<math><1/16''</math>)
21. Biopsy punch/ jarum dengan ID cukup besar
22. Peralatan vakum
23. Syringe
24. Jarum suntik 1 ml
25. Pipet tetes
26. Multimeter
27. Spektrofotometer UV-VIS

3.2.2. Bahan

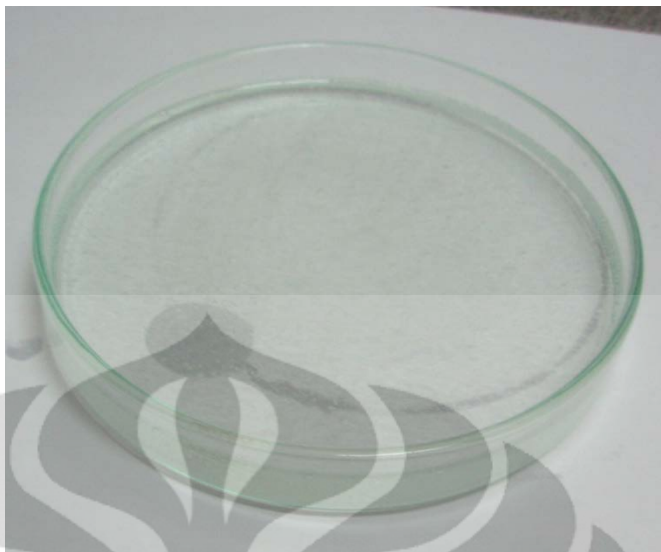
1. TNSC-SWCNT(Times nano.)

2. PDMS dan curing agent, pack size 500 g(Sylgard184,DowCorning,Inc.)
3. Deionized water
4. Sodium dodecyl Benzene sulfonat technical grade (Sigma)
5. Membrane filter (anodisc 25 mm, 0.1 μ m pore size) dan peralatan vakumnya
6. Kertas saring whatman 42 filter paper (9 cm whatman no : 1442-09)
7. Chlorotrimethylsilane, Purity >99%, Item number : 92360,Sigma aldrich
8. Tubing tygon, ID 1/16"
9. Isopropyl alcohol untuk analisis
10. Cotton but
11. Tissue
12. Hand gloves
13. Ethanol Absolute untuk analisis Emsure® ACS, ISO
14. *Silikon master mold 4"*

3.3.Prosedur Pembuatan

3.3.1. Pembuatan Substrat Datar

1. Ditimbang 12 g PDMS dan 1,2 g *curing agent* didalam piala gelas 50 ml
2. Campuran larutan diaduk menggunakan batang pengaduk selama 2-3 menit untuk menjamin PDMS dan *curing agent*nya tercampur secara merata.
3. Campuran dituangkan kedalam petri dish 4 " dan diletakkan diatas neraca yang telah diset level miniskusnya. Ini dilakukan agar didapatkan PDMS dengan ketebalan merata diseluruh bagiannya.



Gambar 3.2 Campuran PDMS dan *Curing Agent* Dalam Petri Dish 4"

4. Diamkan campuran tersebut selama 24 jam agar padat dengan sendirinya. Proses ini dapat dipercepat dengan memasukkan campuran kedalam oven bersuhu 60°C selama 2 jam.
5. Setelah 24 jam, substrat PDMS dipotong-potong persegi 2X2 cm didalam petri dish dengan menggunakan cutter.

3.3.2. Pembuatan Larutan SWCNT

1. Ditimbang 2 g SDDBS dengan piala gelas 250 ml.
2. Larutan tersebut dilarutkan dengan air suling hingga 200 ml
3. Sebanyak 20 mg SWCNT ditimbang kaca timbang dan dilarutkan dengan 200 ml SDBS 1%(w/v)
4. Dilanjutkan dengan sonifikasi larutan selama 1 jam dengan intensitas 60%



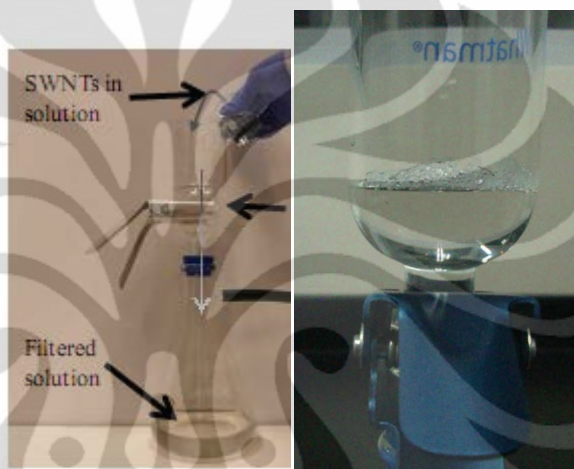
Gambar 3.3 Warna Larutan SWCNT Sebelum Sentrifugasi Pertama(Kanan), Sebelum Sentrifugasi Kedua(Tengah), Setelah Sentrifugasi Kedua(Kiri)

5. Sebanyak 1.5 ml larutan dipipet kedalam eppendorf tube. Pemipetan dilakukan sebanyak 24 tube tiap kali sentrifuge (setara volume 36 ml tiap kali sentrifuge)
6. Kemudian disentrifugasi 13000 rpm selama 1 jam.
7. Pipet 1,2 ml (80%) larutan bagian atas dari eppendorf tube. Satukan dalam piala gelas 200 ml.
8. Jika volume larutan kurang dari 100 ml, ditambahkan air suling hingga 100 ml agar probe dari sonifikator bisa tercelup kedalam larutan.
9. Larutan tersebut disonifikasi kembali selama 1 jam dengan intensitas 60%
10. Air suling ditambahkan ke dalam larutan SWCNT hingga 100 ml.
11. Sebanyak 1,5 ml larutan dipipet kedalam eppendorf tube. Pemipetan dilakukan sebanyak 24 tube tiap kali sentrifuge (setara volume 36 ml tiap kali sentrifuge)
12. Kemudian disentrifugasi 14000 rpm selama 1 jam
13. Diambil 1.2 ml (80%) larutan bagian atas dan dipisahkan dari endapannya

3.3.3. Pembuatan Lapisan Tipis SWCNT di Substrat Datar

1. Dilakukan pengenceran dan penyaringan sebagai berikut :
 - a. 1 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 1000 ml. Dipipet 25 ml larutan tersebut dan ditera hingga 100 ml. Kemudian diambil 60 ml dan disaring.
 - b. 0,5 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 4,25 ml larutan, diencerkan hingga 30 ml dan disaring.
 - c. 0,5 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 8,5 ml larutan, diencerkan hingga 30 ml dan disaring.
 - d. 0,5 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 17 ml larutan, diencerkan hingga 30 ml dan disaring.
 - e. 0,5 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 33 ml larutan dan disaring.

- f. 0,5 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 66 ml larutan dan disaring.
- g. 1 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 33 ml larutan dan disaring.
- h. 1 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 100 ml. Kemudian dipipet 66 ml larutan dan disaring.
- i. 1,35 ml larutan SWCNT dari tahap 3.3.2 dilarutkan hingga 30 ml dan disaring.



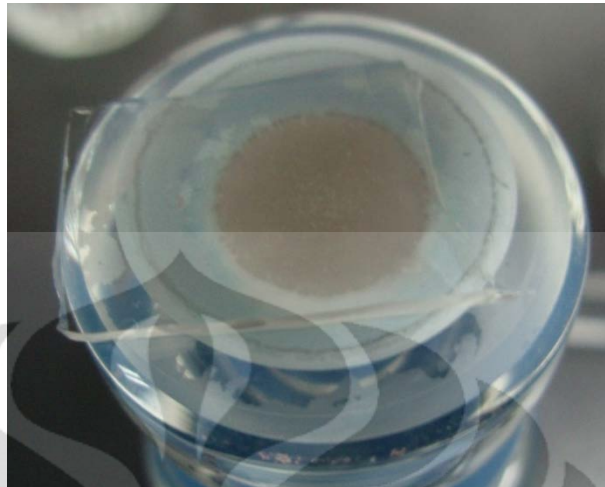
Gambar 3.4. Rangkaian Sistem Filtrasi Vakum(Kiri), Larutan SWCNT Dalam Reservoar Filtrasi(Kanan)

- 2. Tutup bagian atas reservoir dari larutan dengan kaca timbang agar debu/kotoran tidak masuk ke dalam larutan.
- 3. Setelah disaring, membran dibilas menggunakan 20 ml air suling. Jika masih terlihat busa sabun di bagian bawah membran, air suling ditambahkan dan disaring hingga tidak terlihat busa dibagian bawah membran. Adanya busa menunjukkan bahwa masih terdapat sabun dalam lapisan SWCNT.



Gambar 3.5. Buih Di Outlet Membran

4. Reservoir larutan diangkat, membran didiamkan selama 4 menit dan pompa vakum masih berada dalam keadaan vakum untuk memastikan tidak terjadi aliran balik air yang tersisa dari bagian dalam membran ke lapisan SWCNT sehingga lapisan SWCNT tidak basah oleh air. Adanya air akan menyebabkan lapisan SWCNT tidak menempel seluruhnya ke permukaan PDMS.



Gambar 3.6. PDMS Datar Dipermukaan Membran

5. PDMS datar ditempelkan dipermukaan membran dan pastikan seluruh permukaan PDMS menempel sempurna ke permukaan membran. Pada saat penempelan, akan terlihat bagian PDMS yang menempal ke permukaan membran. Pastikan semua bagian menempel ke permukaan membran. Diamkan selama 1 menit.
6. PDMS datar diangkat dari permukaan membran.
7. Selang penghubung pompa vakum dan peralatan vakum dibuka untuk melepaskan vakum yang berada didalam peralatan vakum.
8. Membran dilepaskan dari *membran holder* dan dimasukkan dalam petridish yang berisi air.
9. Seluruh permukaan membran diseka dengan potongan PDMS beberapa kali didalam petri dish.
10. Membran diangkat dengan menggunakan pinset dan dibilas menggunakan air suling
11. Membran siap digunakan kembali



Gambar 3.7. Berbagai Ketebalan Lapisan SWCNT Dipermukaan PDMS Datar

3.3.4. Pengujian %T dan R_{SH}

3.3.4.1. Pengukuran %T

1. Spektrofotometer UV-vis dinyalakan dan didiamkan selama 30 menit agar sumber cahaya dari spektrofotometer stabil.
2. Panjang gelombang spektrofotometer diset pada 550 nm dan modusnya diset ke % Transmittance.
3. PDMS datar tanpa lapisan SWCNT ditempatkan pada spektrofotometer dan transmitansinya diset ke 100%
4. PDMS dengan lapisan SWCNT ditempatkan dalam spektrofotometer dan %transmitansinya dicatat.

3.3.4.2. Pengukuran R_{SH}

1. Lapisan SWCNT dipermukaan PDMS dibuat persegi panjang dengan menyeka bagian yang tidak diinginkan menggunakan kertas saring yang dibasahi isopropanol. Lebar dan panjang diperkirakan 0.5 X 0.9 cm.
2. Dibagian ujung(sisi lebar) dari dari lapisan SWCNT dilubangi dengan menggunakan jarum suntik hingga menembus substrat PDMS.
3. Kawat tembaga dikaitkan kedalam lubang yang telah dibuat.
4. PDMS ditempelkan dipermukaan petridish
5. Kabel yang terikat ke PDMS ditempelkan ke petridish dengan menggunakan selotip pada jarak sekitar 1 cm dari PDMS
6. Sisi lebar dari persegi panjang ditetaskan pasta Ag dan tetesan tersebut menyentuh kawat yang dikaitkan
7. Panjang dan lebar lapisan SWCNT dicatat
8. Hambatan total dari jaringan SWCNT diukur menggunakan multimeter



Gambar 3.8. Lapisan SWCNT yang Dibuat Persegi, Dikaitkan dengan Kabel, Dimetalisasi dengan Pasta Ag, dan Diukur Resistivitasnya

3.3.4.3. Pemilihan lapisan SWCNT

1. *Sheet resistivity* dari Jaringan SWCNT dihitung dengan rumus :

$$R_{SH} = R_{MEAS} \times \frac{W}{L}$$

2. Buat kurva hubungan %T dan R_{SH}
3. Titik perkolasi ditentukan berdasarkan bagian kurva yang mengalami perubahan slope terbesar. Perubahan slope ini disebabkan oleh habisnya

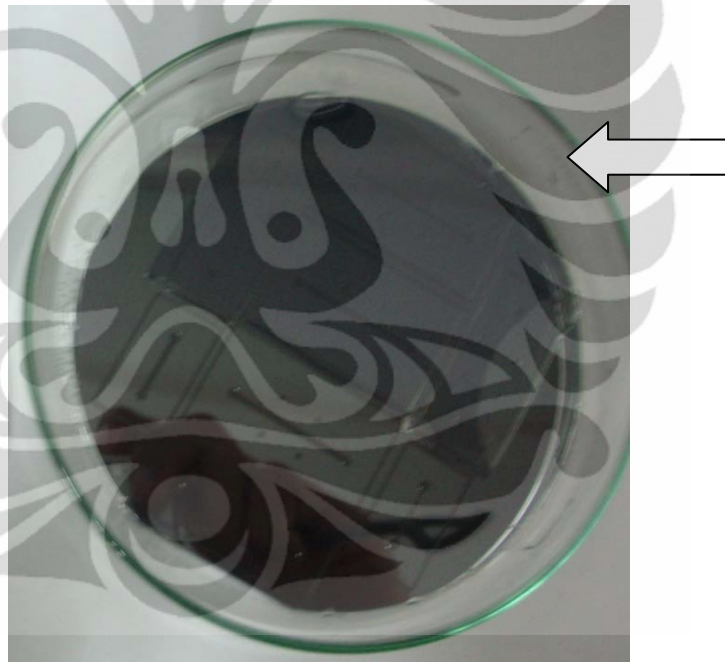
jalur SWCNT logam yang berhubungan dari elektroda yang satu ke elektroda yang lain.

4. Titik dibawah titik perkolasi, sedikit diatas titik perkolasi, dan titik yang memiliki %T terkecil dicatat dan digunakan sebagai dasar pembuatan lapisan SWCNT untuk sensor.

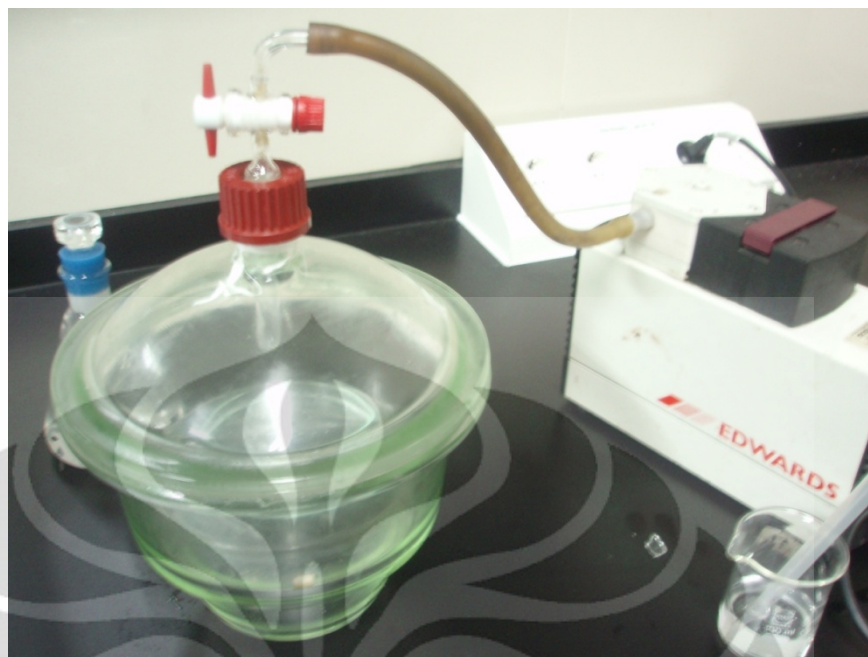
3.3.5. Pembuatan Sistem Mikrofluida

3.3.5.1. Melapisi cetakan dengan silane

1. Cetakan dengan diameter 4''(10 cm) ditempatkan dalam petridish berdiameter 11 cm dan diletakkan dalam desikator vakum. Cetakan ditempatkan dipinggir petridish sehingga terdapat area yang cukup besar yang tidak ditutupi cetakan. Lihat panah pada gambar 3.10.



Gambar 3.9. Cetakan Di Dalam Petri Dish 11 Cm



Gambar 3.10 Rangkaian Desikator Vakum yang Didalamnya Terdapat Petri Dish dengan Cetakan

2. dengan menggunakan pipet tetes, silane diteteskan sebanyak 3-4 tetes di area petridish yang tidak ditutupi cetakan
3. Desikator vakum ditutup dan dihubungkan dengan pompa vakum.
4. Valve desikator vakum dibuka.
5. Pompa vakum dinyalakan selama ± 10 menit, kemudian valve desikator vakum ditutup
6. Pompa vakum dimatikan dan desikator vakum dibiarkan selama 14 jam
7. Setelah 14 jam, valve desikator vakum dibuka dan cetakan siap digunakan.

3.3.5.2. Membuat substrat mikrofluida

1. 15 g PDMS dicampurkan dengan 1.5 g *curing agent* dan diaduk selama 2-3 menit dalam piala gelas 100 ml
2. Larutan tersebut dituangkan dalam petri dish yang didalamnya terdapat cetakan yang telah disilanisasi
3. Petridish dari langkah 2 diatas ditempatkan diatas neraca(timbangan) yang telah diset miniskusnya selama 24 jam dan dibiarkan padat dengan sendirinya
4. dengan menggunakan cutter, potong lapisan PDMS disekeliling cetakan dan lapisan PDMS diangkat menggunakan pinset

5. Lapisan PDMS yang baru diangkat dari cetakan dipotong sesuai pola yang telah dibuat
6. Untuk PDMS yang digunakan sebagai bagian elektroda sensor (*channel electrode*), tempat keluar/masuknya sampel dilubangi menggunakan ujung jarum/pipet tetes



Gambar 3.11. PDMS dengan Pola Mikrofluida yang Dilubangi Untuk Menempatkan Kabel(Kiri). PDMS yang Telah Dikaitkan dengan Kabel(Kanan)

7. Untuk PDMS dengan pola mikrofluida, sisi luar dimana elektroda source dan drain akan ditempelkan, dilubangi dengan jarum suntik. Lubang ini digunakan untuk mengaitkan kabel yang digunakan sebagai penghubung elektroda S/D ke sistem elektronika.
8. Amati dan catat struktur permukaan substrat mikrofluida dengan mikroskop.

3.3.6. Pembuatan Substrat berpola

1. 12 g PDMS dan 1,2 g *curing agent* ditimbang dalam piala gelas 100 ml

2. Campuran tersebut diaduk selama 2-3 menit menggunakan batang pengaduk
3. Campuran tersebut dituangkan ke dalam petri dish 4", ditempatkan diatas neraca yang telah diset miniskusnya dan dibiarkan padat dengan sendirinya selama 24 jam.



Gambar 3.12 PDMS Berpola yang Dibuat dengan Laser

4. Padatan disinari dilaser untuk membuat pola *negatif relief* dipermukaan padatan. Adanya negatif relief dipermukaan PDMS digunakan untuk menghilangkan/memisahkan bagian yang tidak diinginkan dari lapisan SWCNT dipermukaan membran, sehingga pola lapisan SWCNT tidak dibentuk secara manual dengan menyeka dengan kertas saring yang dbasahi iso-propanol
5. Bersihkan permukaan PDMS yang telah dilaser dengan menggunakan iso-propanol

3.3.7. Pembuatan Port Penghubung

1. 33 g PDMS dan 3,3 g *curing agent* ditimbang dalam piala gelas 100 ml

2. Campuran tersebut diaduk selama 2-3 menit menggunakan batang pengaduk
3. Campuran tersebut dituangkan ke dalam petri dish 4", ditempatkan diatas neraca yang telah diset miniskusnya dan dibiarkan padat dengan sendirinya selama 24 jam.
4. Padatan yang telah terbentuk dipotong persegi 0,5X0,5 cm
5. Bagian tengah atas dari persegi dilubangi dengan jarum suntik hingga menembus ke bagian bawahnya dan selang dimasukkan kedalamnya sebagai penghubung.
6. Untuk port sampel, ujung lain dari selang tersebut dihubungkan dengan suntikan 1 ml

3.3.8. Pembuatan lapisan tipis untuk elektroda S/D dan channel

3.3.8.1. Pembuatan lapisan tipis untuk elektroda S/D

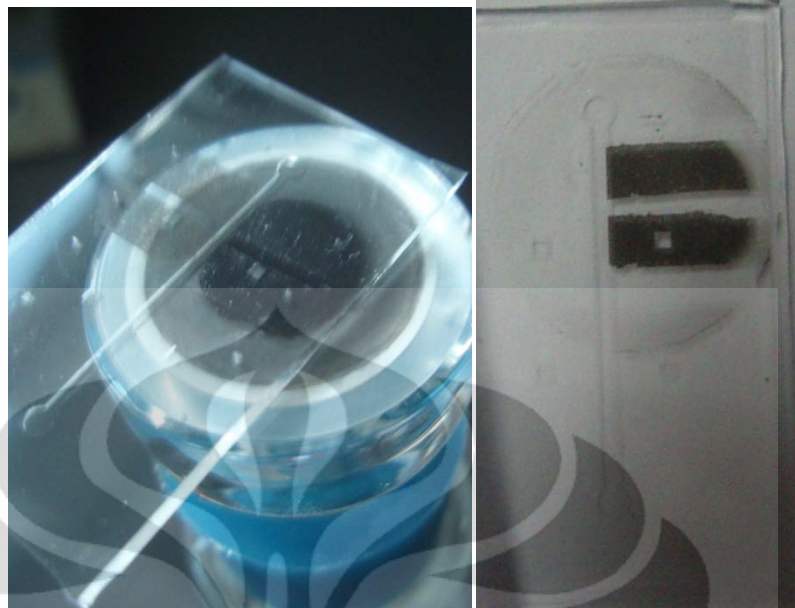
1. Saring larutan SWCNT dengan jumlah SWCNT terbanyak pada langkah 3.3.4.3 agar didapatkan konduktivitas tertinggi(hambatan terendah)
2. Tutup bagian atas reservoir dari larutan dengan kaca timbang agar debu/kotoran tidak masuk ke dalam larutan.
3. Setelah disaring, membran dibilas menggunakan 20 ml air suling. Jika masih terlihat busa sabun di bagian bawah membran, air suling ditambahkan dan disaring hingga tidak terlihat busa dibagian bawah membran. Adanya busa menunjukkan bahwa masih terdapat sabun dalam lapisan SWCNT.
4. Reservoir larutan diangkat, membran didiamkan selama 4 menit dan pompa vakum masih berada dalam keadaan vakum untuk memastikan tidak terjadi aliran balik air yang tersisa dari bagian dalam membran ke lapisan SWCNT sehingga lapisan SWCNT tidak basah oleh air. Adanya air akan menyebabkan lapisan SWCNT tidak menempel seluruhnya ke permukaan PDMS.
5. Membran ditempelkan dengan PDMS berpola untuk S/D dan kemudian diangkat (Akan tersisa lapisan SWCNT dipermukaan membran dengan pola elektroda). pastikan seluruh permukaan PDMS menempel sempurna

ke permukaan membran. Pada saat penempelan, akan terlihat bagian PDMS yang menempal ke permukaan membran. Pastikan semua bagian menempel ke permukaan membran. Diamkan selama 1 menit.



Gambar 3.13. Lapisan PDMS Dipermukaan Membran yang Ditempelkan PDMS Berpola(Kiri Atas), Sisa Lapisan PDMS Dipermukaan Membran(Kanan, Atas), Lapisan SWCNT yang Ditansfer Ke Permukaan PDMS Berpola(Bawah)

6. PDMS dengan pola mikrofluida ditempelkan ke permukaan membran dengan bagian mikrofluida menghadap kebawah. Penempatan disesuaikan berdasarkan jumlah dan posisi sensor yang akan dibuat. Untuk sistem dengan 4 elektroda sensor(8 elektroda source dan drain), dilakukan 4 kali penyaringan dan transfer lapisan SWCNT. (1 kali penyaringan menghasilkan 2 elektroda source saja atau drain saja)



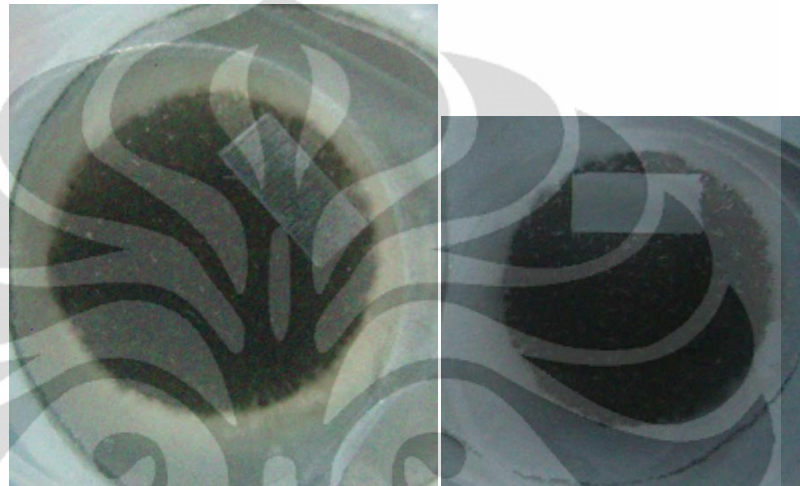
Gambar 3.14. PDMS dengan Pola Mikrofluida Ditempelkan Ke Lapisan SWCNT Dipermukaan Membran dengan Pola Elektroda S/D (Kiri). Pola Lapisan SWCNT Untuk Elektroda S/D Di Permukaan PDMS dengan Sistem Mikrofluida(Kanan)

7. PDMS diangkat dari membrannya.
8. Sisa SWCNT yang menempel dibagian luar elektroda diseka dengan kertas saring yang dibasahi dengan isopropanol. Bagian antar elektroda juga diseka dengan kertas saring yang dibasahi isopropanol untuk memastikan agar tiap elektrode tidak berhubungan satu dan lainnya.
9. Lapisan SWCNT yang dihasilkan diamati dengan mikroskop

3.3.8.2. Pembuatan lapisan tipis untuk elektroda sensor(*channel*)

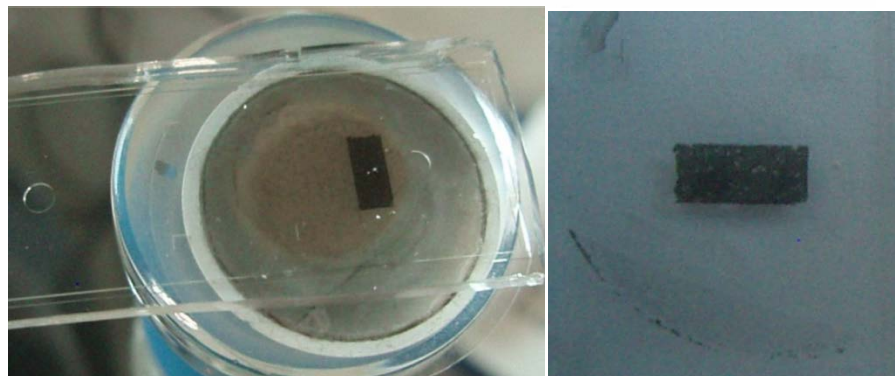
1. Saring larutan SWCNT dengan jumlah SWCNT sesuai dengan titik yang ditetapkan pada langkah 3.3.4.3
2. Tutup bagian atas reservoir dari larutan dengan kaca timbang agar debu/kotoran tidak masuk ke dalam larutan.
3. Setelah disaring, membran dibilas menggunakan 20 ml air suling. Jika masih terlihat busa sabun di bagian bawah membran, air suling ditambahkan dan disaring hingga tidak terlihat busa dibagian bawah membran. Adanya busa menunjukkan bahwa masih terdapat sabun dalam lapisan SWCNT.

4. Reservoir larutan diangkat, membran didiamkan selama 4 menit dan pompa vakum masih berada dalam keadaan vakum untuk memastikan tidak terjadi aliran balik air yang tersisa dari bagian dalam membran ke lapisan SWCNT sehingga lapisan SWCNT tidak basah oleh air. Adanya air akan menyebabkan lapisan SWCNT tidak menempel seluruhnya ke permukaan PDMS.



Gambar 3.15. Lapisan SWCNT Ditempelkan PDMS Berpola Sensor(Kiri), Lapisan SWCNT yang Ditransfer Ke Permukaan PDMS Berpola(Kanan)

5. Membran ditempelkan dengan PDMS berpola untuk sensor (channel) dan kemudian diangkat (Akan tersisa lapisan SWCNT dipermukaan membran dengan pola elektroda). pastikan seluruh permukaan PDMS menempel sempurna ke permukaan membran. Pada saat penempelan, akan terlihat bagian PDMS yang menempal ke permukaan membran. Pastikan semua bagian menempel ke permukaan membran. Diamkan selama 1 menit.



Gambar 3.16. PDMS Untuk Sensor Ditempelkan Dipermukaan Membran(Kiri), Lapisan SWCNT yang Ditransfer Ke Permukaan PDMS Untuk Sensor(Kanan)

6. PDMS untuk laminasi(sensor) ditempelkan ke permukaan membran. Penempatan disesuaikan berdasarkan jumlah dan posisi sensor yang akan dibuat.
7. PDMS diangkat dari membrannya.
8. Sisa SWCNT yang menempel dibagian luar elektroda diseka dengan kertas saring yang dibasahi dengan isopropanol. Bagian antar elektroda juga diseka dengan kertas saring yang dibasahi isopropanol untuk memastikan agar tiap elektrode tidak berhubungan satu dan lainnya.
9. Lapisan SWCNT yang dihasilkan diamati dengan mikroskop



Gambar 3.17. Lapisan PDMS dengan Struktur Mikrofluida dan Elektroda S/D(Kiri). Lapisan PDMS dan Lapisan Sensor dengan Berbagai Kerapatan(Kanan)

3.3.9. Laminasi dan merangkai port

3.3.9.1. Memasang kabel dari elektroda S/D

1. PDMS dengan sistem mikrofluida ditempatkan di tengah petridish 4” dengan bagian saluran(channel) menghadap ke atas
2. Kabel diikatkan kedalam lubang elektroda S/D
3. Agar kabel tidak bergerak, kabel ditempelkan dengan lakban di pinggir petri dish
4. Kabel yang terikat di PDMS ditetaskan pasta Ag dibagian lubang menyentuh lapisan SWCNT sebagai elektroda S/D dan dibiarkan kering selama beberapa jam.

3.3.9.2.Laminasi

1. PDMS yang memiliki elektroda sensor ditempatkan diatas permukaan PDMS dengan sistem mikrofluida pada langkah 3.3.9.1 dengan sensor menghadap ke bawah. Penempatan diusahakan sesuai posisinya(elektroda sensor menyentuh elektroda Source dan Elektroda Drain, posisi inlet sampel dan outlet sampel berada diujung saluran mikrofluida
2. Pastikan laminasi sempurna. Adanya laminasi yang tidak sempurna terlihat sebagai pola seperti gelembung diantara kedua lapisan.
3. Bagian elektroda diamati menggunakan mikroskop

3.3.9.3.Pembuatan Port Penghubung

1. Lubang bagian bawah port penghubung ditempelkan di tempat masukan dan keluaran sampel. Pastikan penempelan sempurna(tidak terlihat bagian seperti gelembung diantara kedua lapisan)

3.3.10. Pengujian

3.3.10.1. Pengamatan visual

1. Air suling diinjeksikan dari port inlet. Adanya kebocoran dan hal lainnya yang terjadi selama injeksi diamati secara visual

3.3.10.2. Pengujian Sifat Kelistrikan

1. Arus yang dialirkan pada tegangan 0,8 V diukur dengan konsentrasi larutan yang diinjeksikan KCl 0 M, $3 \cdot 10^{-2}$ M, $3 \cdot 10^{-4}$ M, dan $3 \cdot 10^{-6}$ M. Sensor yang memberikan respons terbaik dipilih untuk langkah selanjutnya.
2. Arus yang dialirkan pada tegangan 0,8 V diukur dengan konsentrasi larutan yang diinjeksikan KCl 0 M, $1 \cdot 10^{-2}$ M, $2 \cdot 10^{-2}$ M, dan $3 \cdot 10^{-2}$ M. Injeksi dilakukan sebanyak 3 kali pada sensor yang memberikan respon terbaik.

BAB IV

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

4.1. Perancangan Biosensor

Biosensor yang dibuat pada penelitian ini didesain untuk dapat menempatkan 4 sensor berukuran 2X0,4 mm dalam 1 sistem mikrofluida, jarak antar sensor 3 mm dan volume cairan sekitar 50 μ L tiap kali analisa. Jumlah dan ukuran sensor dapat berubah sesuai dengan jumlah mikroorganisme yang akan dianalisa, limit deteksi sensor, atau sensitivitas yang akan dicapai. Jumlah sensor dapat ditambah dengan memampatkan jarak antar sensor, sedangkan limit deteksi sensor dapat ditingkatkan dengan cara meningkatkan ukuran sensor, sehingga kemungkinan analit pada konsentrasi yang lebih rendah berinteraksi dengan sensor akan lebih besar. Sensitivitas sensor terhadap adanya analit dapat ditingkatkan dengan memperkecil ukuran sensor.

4.2. Pembuatan dan Transfer Jaringan SWCNT ke permukaan PDMS

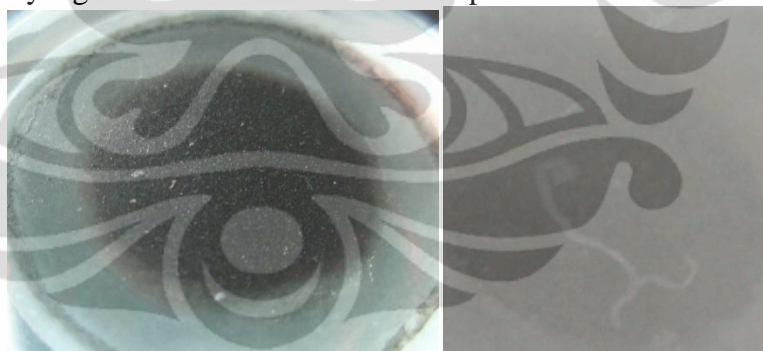
Pembuatan lapisan tipis SWCNT dipermukaan PDMS dilakukan dengan penyaringan larutan SWCNT melewati membran anodisc yang bersifat polar. SWCNT yang tertinggal dipermukaan membran akan membentuk lapisan tipis SWCNT dipermukaan membran. Transfer SWCNT dilakukan dengan mengkontakkan lapisan SWCNT dan PDMS (*Conformal contact*) hingga semua bagian permukaan PDMS melekat seluruhnya dipermukaan membran. Lapisan SWCNT yang bersifat non-polar akan dengan mudah menempel ke permukaan PDMS yang juga bersifat non polar dibandingkan dengan membran anodisc yang bersifat polar.

Volume penyaringan larutan SWCNT dilakukan minimal sebanyak 30 ml. Tujuannya, agar menjamin SWCNT memiliki kesempatan untuk terdistribusi merata. Ketika salah satu bagian membran sudah tertutupi oleh jaringan SWCNT, maka aliran larutan akan berpindah ke area membran dimana hambatan untuk aliran larutan lebih kecil (area dengan jaringan SWCNT dengan kerapatan lebih rendah). Meskipun demikian, pada waktu pelaksanaan penelitian terlihat bahwa

distribusi lapisan SWCNT kurang merata pada bagian tengah membran terlihat dengan adanya spot putih berukuran sekitar 0,5 mm seperti terlihat pada gambar 1a. Hal ini menunjukkan adanya hambatan aliran lebih besar terdistribusi pada bagian tengah membran. Meskipun demikian, lapisan yang dihasilkan tidak berbeda dengan pembuatan lapisan tipis yang dilakukan oleh Mustonen (2009) yang juga menunjukkan adanya area dengan bintik-bintik putih di permukaan membran anodisc. Pola tidak merata ini juga akan terbawa ketika SWCNT ditransfer dari permukaan membran ke permukaan PDMS(gambar 1.b).

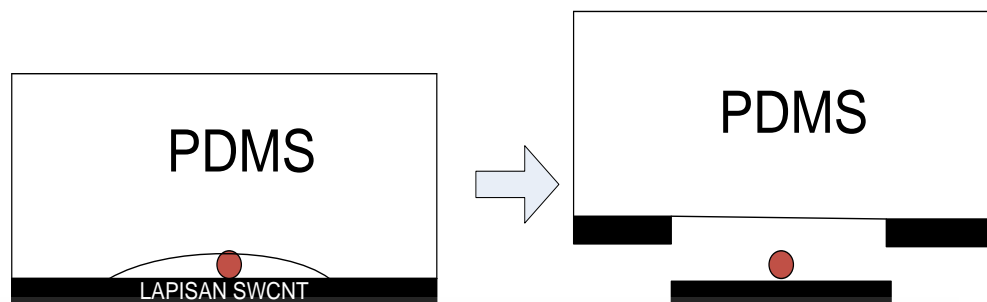


Gambar 4.1(a) Lapisan Tipis SWCNT di Permukaan Membran (b) Pola Lapisan yang Terbawa Selama Transfer Lapisan SWCNT



Gambar 4.2. (a) Lapisan Tipis SWCNT dengan Debu di Permukaannya (b) Lapisan SWCNT di Permukaan PDMS Akibat Adanya Debu Pada Saat Transfer

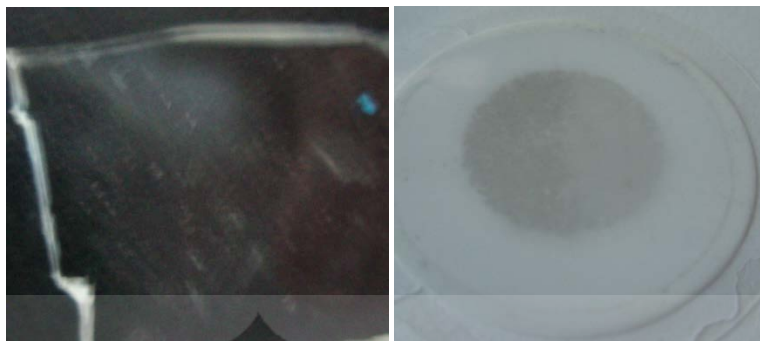
Lapisan tipis yang terbentuk juga terganggu oleh adanya partikel dipermukaan lapisan(Gambar 4.2a). Partikel tersebut, meskipun berukuran kecil, akan menghalangi proses menempelnya PDMS dipermukaan lapisan SWCNT, menyebabkan ada area lapisan SWCNT yang tidak menempel ke PDMS seperti pada gambar 4.2(b) dan diilustrasikan pada gambar 4.3.



Gambar 4.3. Ilustrasi Pengaruh Partikel Pada Saat Transfer Lapisan SWCNT

Berdasarkan *clean room* kelas ISO 9 untuk lingkungan perumahan, jumlah partikel berukuran lebih besar dari $0,5\mu\text{m}$ berjumlah 35 juta/ m^3 . Karenanya, untuk mengurangi gangguan yang diakibatkan oleh partikel, sebaiknya proses pembuatan sensor dilakukan di fasilitas *cleanroom* atau dengan prosedur yang meminimalkan gangguan dari partikel.

Setelah lapisan tipis SWCNT terbentuk dipermukaan membran, Lapisan ini dipindahkan ke permukaan PDMS dengan menempelkan permukaan PDMS ke permukaan lapisan SWCNT seperti diilustrasikan pada gambar 2.9. Pada penelitian yang telah dilakukan, sulit untuk melakukan transfer lapisan SWCNT ke permukaan PDMS hanya dengan menempelkan PDMS ke permukaan lapisan SWCNT. Tidak menempelnya sebagian besar lapisan SWCNT dibuktikan dengan nilai %T dari lapisan SWCNT di permukaan PDMS pada gambar 4.4(kiri) yang lebih besar dari 98%. Selain itu, bila membran yang telah ditempelkan PDMS diseka menggunakan PDMS dalam air suling, ada lapisan hitam yang terkelupas dari permukaan membran. Pada gambar 4.4(kanan), bagian kanan membran merupakan bagian membran yang diseka dengan PDMS dalam air suling, sedangkan bagian kiri membran adalah bagian yang belum diseka.



Gambar 4.4. kiri: PDMS Dimana Lapisan SWCNT Tidak Dapat Ditransfer Dari Membran, Kanan : Lapisan SWCNT yang Diseka Sebagian Dalam Air(Kanan Membran)

Dari Gambar 4.4, dapat dibuktikan kalau lapisan SWCNT tidak ditransfer dengan sempurna ke permukaan PDMS. Selain itu, Jika dilakukan filtrasi lagi dengan membran yang sama dan telah dibersihkan berulang ulang menggunakan potongan PDMS, tetap meninggalkan noda hitam dipermukaan membran. Adanya noda hitam menunjukkan ada SWCNT yang terperangkap dipori-pori membran dan tidak dapat dikeluarkan selama penyekaan membran dengan PDMS. Masuknya ujung SWCNT kedalam pori membran dapat dibuktikan pada percobaan yang dilakukan oleh Cho et al., (2006). Cho et al.,(2006) menempelkan lapisan SWCNT dipermukaan membran ke permukaan PDMS yang masih cair. PDMS dibiarkan padat dalam posisi membran(diselingi oleh lapisan SWCNT) berada dipermukaan PDMS. Ketika PDMS sudah padat, lapisan SWCNT yang berada dipori dapat ditarik keluar dari pori dan terlihat lapisan SWCNT berbentuk serabut menghadap keatas dipermukaan PDMS.

Transfer SWCNT kepermukaan PDMS baru dapat dilakukan setelah 8-9 kali pengulangan penyaringan larutan SWCNT yang menghasilkan transmittance 92%. Sulitnya Transfer lapisan SWCNT ke permukaan PDMS dapat disebabkan oleh fakta bahwa 8-10% atom karbon dari SWCNT yang digunakan berikatan dengan gugus karboksilat(Cheng du, 2011). Hal ini menjadikan sebagian permukaan SWCNT memiliki sifat polar. Diduga, ketika dilakukan penyaringan, bagian polar dari SWCNT akan masuk kedalam pori-pori dari membran dan ketika penyaringan selesai dilakukan, ikatan ionik terbentuk dengan permukaan membran yang polar menyebabkan permukaan membran lebih *adhesive*

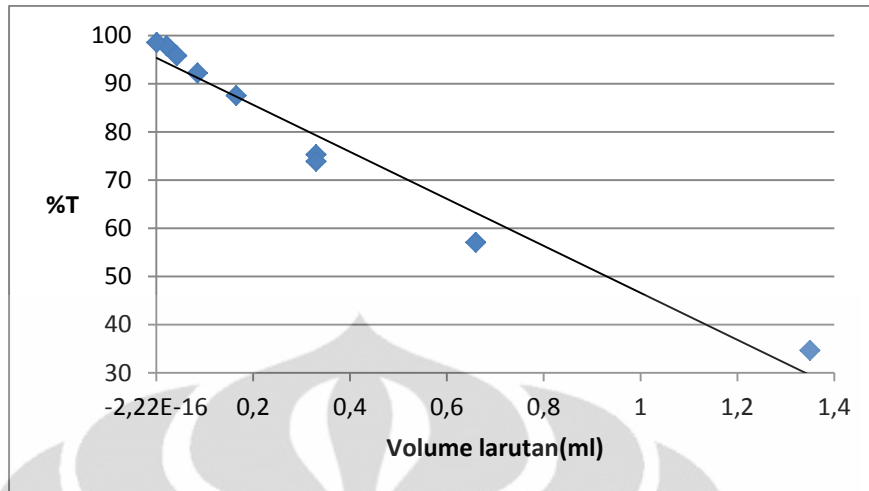
dibandingkan permukaan PDMS. Ketika membran telah berkali-kali digunakan, kebanyakan permukaan polar dari membran telah ditutupi oleh SWCNT (dibuktikan dari permukaan membran yang berwarna abu-abu setelah berkali-kali digunakan), dan kemungkinan gugus karboksilat dari SWCNT untuk membentuk ikatan polar dengan permukaan membran didalam pori akan semakin kecil.

4.3. Hubungan %T, Sheet Resistivity, dan Sensitivity



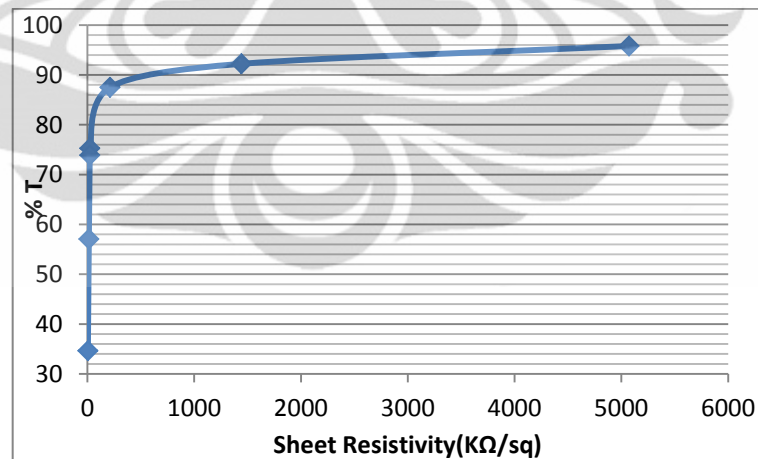
Gambar 4.5. Lapisan SWCNT dengan Berbagai Ketebalan di Permukaan PDMS

Gambar 4.5 merupakan lapisan SWCNT yang dibuat dengan berbagai volume larutan SWCNT. Gambar lapisan di kiri atas merupakan lapisan dengan volume larutan SWCNT terbesar, sedangkan gambar di lapisan kanan bawah merupakan lapisan dengan volume SWCNT paling kecil. Semakin besar volume larutan SWCNT yang disaring maka kerapatan jaringan SWCNT akan semakin tinggi. %*Transmittance* (%T) dapat digunakan untuk mengukur kerapatan relatif dari jaringan SWCNT. Semakin tinggi kerapatan jaringan SWCNT, semakin kecil persentase cahaya yang dilewatkan (%T) seperti dihasilkan pada grafik pada gambar 4.6. Pada volume larutan 1,35 ml, Didapatkan transmittance lebih tinggi dari *trend line* untuk volume lebih rendah. Kondisi ini disebabkan oleh tidak sempurnanya transfer lapisan SWCNT seperti terlihat pada gambar 4.5 sebelah kiri atas.



Gambar 4.6 Hubungan Volume Larutan SWCNT yang Disaring dan %T-nya

Kerapatan jaringan SWCNT berhubungan dengan *sheet resistivity*nya. Dari grafik dibawah, kenaikan %T dari 34% hingga 75% akan meningkatkan *sheet resistivity* secara linear. Pada peningkatan %T yang lebih besar lagi, terjadi peningkatan *sheet resistivity* yang tajam pada %T 88%. Titik ini merupakan kerapatan terendah dimana SWCNT yang bersifat logam saling berhubungan antara kedua elektroda atau disebut juga titik perkolasi seperti dipaparkan pada gambar 4.7.



Gambar 4.7 Kurva Hubungan %T dan *Sheet Resistivity* Dari Lapisan SWCNT di Permukaan PDMS(Kiri)

Pada penelitian ini, nilai Rsh pada transmittance 80% adalah 40 KΩ/sq. Nilai ini lebih besar jika dibandingkan penelitian lain yang sama-sama

menggunakan metode filtrasi vakum untuk membuat lapisan tipis seperti terlihat pada tabel dibawah ini :

Metode pembuatan SWCNT	Metode persiapan	Rsh (K Ω /sq)	Referensi
Arc discharge	Sonikasi, sentrifugasi, SDS	0,2	(Zhou, Hu, Gruner, 2006)
HiPCO	Sonifikasi kloroform	1,5	(Hu,Hetch, gruner, 2004)
HIPCO	Sonifikasi, sentrifugasi, SDS	0,5	(Zhang et al, 2006)
Arc discharge	sonifikasi, sentrifugasi, SDS	8	(Zhang et al, 2006)
CVD	Sonifikasi, sentrifugasi, SDDBS	40	Penelitian yang dilakukan saat ini

Tabel 4.1. Perbandingan Berbagai Metode Pembuatan Lapisan Tipis SWCNT dan *Sheet Resistivity*-nya

Banyak faktor yang menentukan *sheet resistivity* dari lapisan tipis SWCNT yang diantaranya diameter dan panjang SWCNT, ukuran *bundle* yang terbentuk, adanya pengotor dalam jaringan, dan kerapatan jaringan(Geng et al., 2007). Selain itu, metode pembuatan dari CNT mempengaruhi *sheet resistivity* dari jaringan. Dari penelitian yang dibuat oleh Geng et al.,(2007) diketahui bahwa dengan metode CVD, akan diperoleh *sheet resistivity* terbesar jika dibandingkan *sheet resistivity* lapisan tipis SWCNT yang dibuat dengan metode lain. Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan saat ini.

Besarnya *sheet resistivity* dari SWCNT yang dihasilkan dengan metode CVD salah satunya disebabkan oleh ukuran diameter yang paling kecil dibandingkan metode lainnya. Diameter yang kecil menyebabkan gap energi pita valensi dan konduksi semakin besar untuk SWCNT yang bersifat semikonduktor

menyebabkan *sheet resistivity* jaringan SWCNT berdiameter kecil lebih tinggi dibandingkan *sheet resistivity* SWCNT berdiameter besar.

Selain faktor tersebut diatas, *sheet resistivity* yang besar dalam penelitian ini juga dapat diakibatkan oleh penggunaan *two probe method* untuk pengukuran *sheet resistivity*. Metode ini tidak menghilangkan faktor hambatan kontak antara kabel dan jaringan SWCNT sehingga nilai *sheet resistivity* pada pengukuran lebih besar dari nilai sebenarnya. Apalagi, untuk perangkat mikroelektronik, pengaruh hambatan kontak (R_{WCML}) cukup besar. Nilai sesungguhnya dari hambatan kontak pada penelitian ini tidak diketahui.

Hal yang penting dari lapisan SWCNT yang dibuat adalah perbedaan hambatan permukaan akan menyebabkan tiap sensor beroperasi pada arus yang berbeda. Meskipun *sheet resistivity* dari lapisan SWCNT dengan kerapatan rendah sensitif terhadap perubahan lingkungan elektronik, tetapi lapisan ini beroperasi pada skala 10^{-7} Ampere. Sampai saat ini, perangkat elektronik yang digunakan untuk produksi dengan skala arus ini masih sulit dibuat (wawancara dengan Benyamin kusumoputro, 2011). Sedangkan lapisan SWCNT dengan kerapatan tinggi, yang kurang sensitif terhadap perubahan lingkungan elektronik, dapat beroperasi pada skala 10^{-5} Ampere. Karenanya, perlu dicari kerapatan optimal dimana perangkat elektronik dapat mendeteksi perubahan arus pada saat analisa dan biosensor masih cukup sensitif terhadap adanya analit dalam sampel.

Untuk membandingkan jaringan SWCNT dengan berbagai kerapatan, dibuat elektroda sensor yang berada dibawah titik perkolasinya ($T=92\%$, $R_{sh}=1350 \text{ k}\Omega/\text{sq}$), diatas titik perkolasinya ($T=73\%$, $R_{sh}=25 \text{ k}\Omega/\text{sq}$) dan jauh diatas titik perkolasinya ($T=34\%$, $R_{sh}=4 \text{ k}\Omega/\text{sq}$).



Gambar 4.8. Rangka Biosensor yang Telah Dihubungkan dengan Kabel

Gambar 4.8 diatas merupakan rangka biosensor yang dihasilkan dalam penelitian ini. Terdapat empat buah elektroda, dari kanan ke kiri adalah elektroda dengan kerapatan jauh diatas titik perkolasi(kerapatan tinggi), tanpa elektroda, elektroda dengan kerapatan sedikit diatas titik perkolasi(kerapatan sedang), dan elektroda dengan kerapatan dibawah titik perkolasi(kerapatan rendah). Hambatan total dari sistem ini berturut-turut adalah 30,9k Ω , tidak terhubung, 33,3 k Ω , dan 439 k Ω .

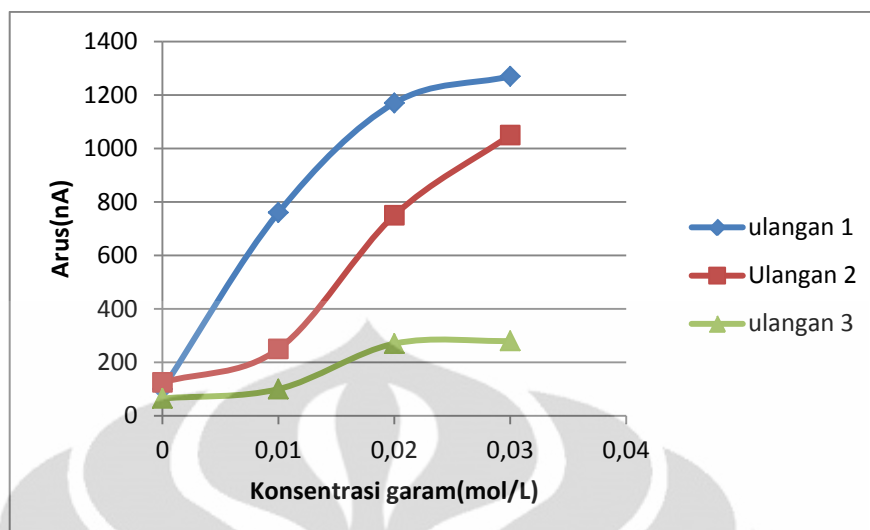
Unjuk kerja sensor diukur dengan memberikan tegangan DC pada elektroda S/D dan arus yang mengalir melewati sensor diukur besarnya setelah memasukkan sampel dengan konsentrasi KCL bervariasi kedalam rangka biosensor. Arus yang dilewatkan pada tiap-tiap sensor dipaparkan pada tabel 4.2.

konsentrasi garam yang diinjeksikan	arus yang dilewatkan melewati jaringan swcnt pada tegangan S/D 800 mV		
	kerapatan rendah	kerapatan sedang	kerapatan tinggi
air	82 nA	270 μ A	431 μ A
KCL 3.10^{-6} mol/L	90 nA	280 μ A	433 μ A
KCL 3.10^{-4} mol/L	100 nA	290 μ A	434 μ A
KCL 3.10^{-2} mol/L	9 μ A	320 μ A	453 μ A

Tabel 4.2. Arus Listrik yang Dialirkan Oleh Lapisan SWCNT Pada Tegangan S/D 800 mV dan Berbagai Konsentrasi Larutan KCl

Pada sensor dengan kerapatan rendah, didapatkan perubahan arus hingga 90 kali pada konsentrasi 3.10^{-4} ke konsentrasi 3.10^{-2} mol/L. Sedangkan pada sensor dengan kerapatan sedang dan tinggi, perubahan arus hanya 1,10 dan 1,04 kalinya. Perubahan arus yang besar disebabkan oleh jaringan SWCNT dengan kerapatan rendah memiliki sifat semikonduktor karena dibuat dibawah titik perkolasinya. Perubahan arus yang besar menunjukkan jaringan SWCNT dengan kerapatan rendah memiliki sensitivitas lebih tinggi dibandingkan jaringan SWCNT dengan kerapatan sedang dan tinggi. Sedangkan pada jaringan SWCNT dengan kerapatan sedang dan tinggi dibuat diatas titik perkolasinya, sehingga jalur konduksi telah terbentuk antara elektroda S/D dan arus yang mengalir relatif besar dibandingkan perubahan arus yang dihasilkan akibat perubahan konsentrasi larutan KCl-nya.

Kemudian, pengukuran arus sensor pada tegangan S/D 800 mV dan konsentrasi KCl bervariasi digambarkan pada gambar 4.9.



Gambar 4.9. Arus Listrik yang Dialirkan Antara Elektroda S/D

Dari grafik tersebut terlihat bahwa response sensor akan turun tiap dilakukan pengulangan pengukuran dan setelah dilakukan 5 kali pengulangan, arus yang mengalir menjadi sangat kecil (<30 nA) dan sensor menjadi tidak sensitif lagi terhadap perubahan konsentrasi KCl karena noise pengukuran lebih besar dari arus yang dialirkan.

4.4. Pengamatan Lapisan Tipis SWCNT Sebagai elektroda

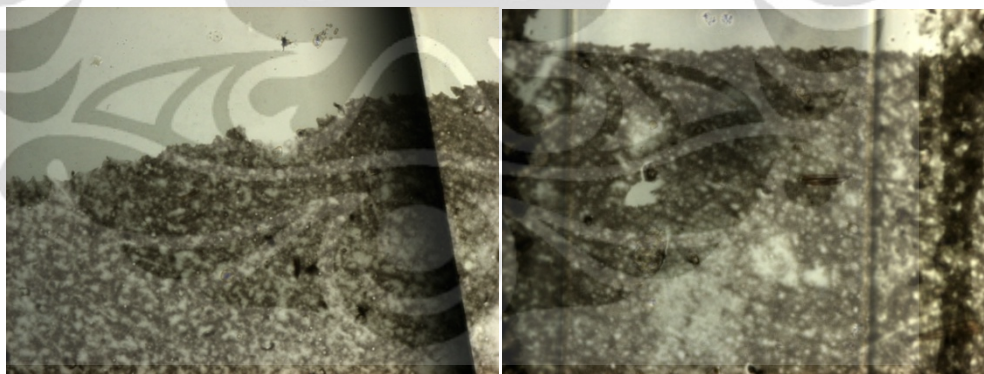
Gambar 4.10 merupakan penampang dari sistem mikrofluida dilihat dengan mikroskop dengan perbesaran 100 kali. Gambar sebelah kiri merupakan saluran mikrofluida sebelum penempelan SWCNT di permukaannya dan gambar sebelah kanan merupakan saluran mikrofluida setelah dilakukan penempelan SWCNT dipermukaan PDMS. Dari gambar sebelah kanan, menunjukkan saluran mikrofluida yang dibuat pada skala gambar ini terlihat halus dan tidak terdapat potongan, tonjolan, ataupun cacat yang dapat mengganggu aliran sampel. Gambar kedua menunjukkan hal yang sama. Hanya saja, terlihat spot-spot yang disebabkan oleh adanya SWCNT yang menyebar/mengotori bagian ini selama transfer dari membran ke PDMS. Meskipun lapisan ini telah diseka menggunakan kertas saring yang dibasahi isopropanol dan tidak terlihat secara visual, SWCNT ini tetap terlihat dengan mikroskop. Pengukuran hambatan dengan multimeter

menunjukkan bahwa serpihan tersebut tidak cukup padat untuk menghantarkan arus listrik.



Gambar 4.10. Struktur Mikrofluida Dilihat dengan Menggunakan Mikroskop dengan Perbesaran 100X

Gambar 4.11 merupakan lapisan SWCNT yang digunakan untuk sensor dengan %T jauh diatas titik perkolasi($T=35\%$). Lapisan disebelah kiri menunjukkan elektroda tanpa aliran air dan sebelah kanan menunjukkan elektroda ketika air mengalir di sistem mikrofluida.



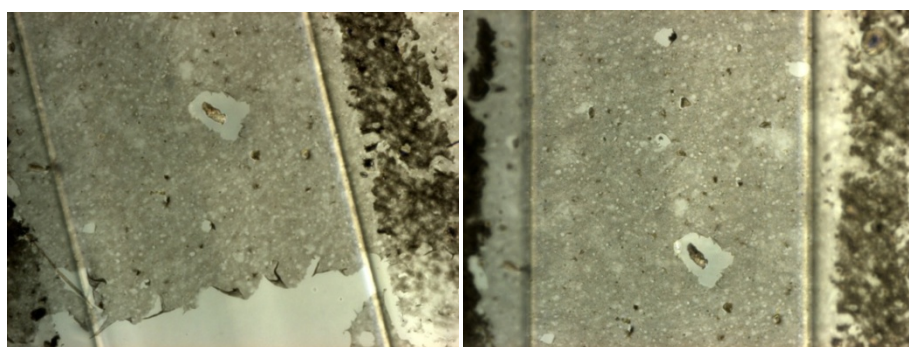
Gambar 4.11. Struktur Elektroda dengan Kerapatan Jauh Diatas Titik Perkolasi

Pada lapisan diatas, terlihat petak-petak pada lapisan SWCNT. Petak-petak merupakan penggumpalan jaringan SWCNT dipermukaan membran. Komposit polimer yang dihasilkan Auguiler(2010) menunjukkan bentuk gumpalan CNT dalam polimer yang mirip dengan lapisan SWCNT. Jika CNT dalam polimer disaring dengan cara yang sama, kemungkinan akan didapatkan petak-petak yang sama dengan lapisan elektroda pada gambar 4.11.

Pada kedua gambar 4.11 juga menunjukkan sisi elektroda sensor yang relatif rata karena pembuatan pola elektroda tidak dilakukan secara manual, dengan menyeka dengan kertas saring yang dibasahi propanol, tetapi dengan mengangkat bagian yang tidak diinginkan terlebih dahulu dengan PDMS berpola negatif sebelum ditransfer ke PDMS untuk rangka biosensor. Penggunaan PDMS berpola juga sangat membantu untuk membentuk pola lapisan SWCNT dengan kerapatan rendah(%transmittance tinggi) dan transfer lapisan SWCNT yang sama untuk analisa lapisan untuk SEM/AFM.

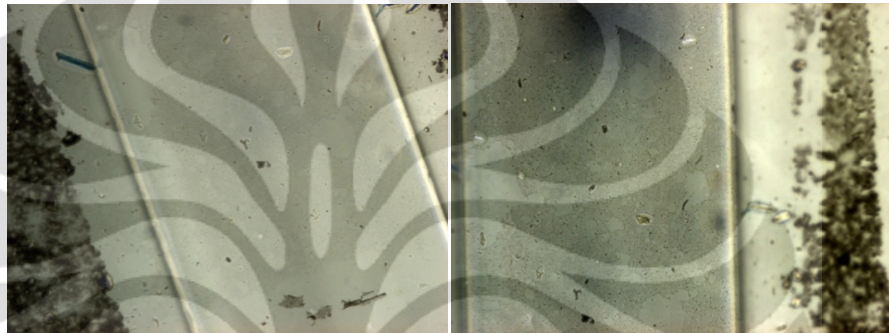
Gambar 4.13 merupakan elektroda sensor yang berada sedikit diatas titik perkolasi($T=74%$). Gambar ini terlihat lebih homogen jika dibandingkan dengan gambar jaringan SWCNT pada kerapatan lebih tinggi. Namun, apabila diperhatikan lebih detail, ketidak homogenan terjadi pada skala yang lebih kecil dan merata diseluruh permukaan elektroda. Dari gambar dibawah juga terlihat adanya partikel yang menghalangi proses transfer lapisan SWCNT ke permukaan PDMS.

Bagian sisi sebelah kiri dan kanan saluran mikrofluida pada gambar 4.14 adalah lapisan SWCNT dengan kerapatan tinggi yang digunakan sebagai elektroda source dan drain. Awalnya, elektroda source dan drain merata hingga sisi saluran mikrofluida. Untuk menghindari gangguan sensor karena mengganggu *work function* dari elektroda S/D dan mengubah *shooty barrier* dari kontak elektroda S/D dan sensor (Tey et al, 2010), maka bagian pinggir dari elektroda S/D diseka menggunakan kertas tissue yang dibasahi dengan menggunakan isopropanol. Proses ini menghasilkan sisi elektroda yang tidak merata.



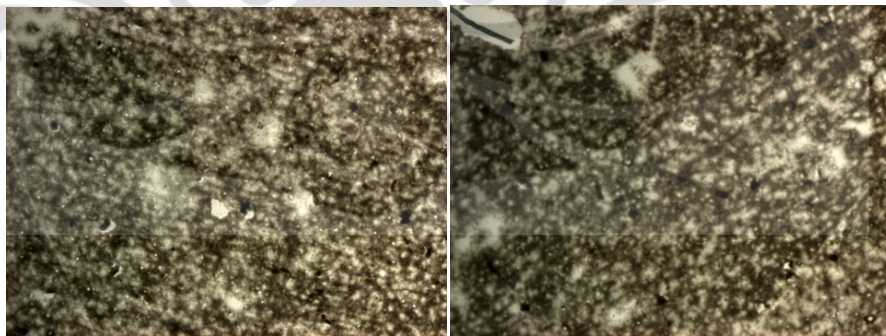
Gambar 4.12. Struktur Elektroda dengan Kerapatan Sedikit Diatas Titik Perkolasi

Gambar 4.13 merupakan bagian elektroda sensor dengan kerapatan dibawah titik perkolasinya. Lapisan SWCNT yang terbentuk lebih tipis dan lebih homogan(petak-petak tidak terlihat) dibandingkan dua lapisan SWCNT sebelumnya. Meskipun demikian, terdapat bagian yang tidak terlapisi oleh lapisan SWCNT. Bagian ini dapat diakibatkan karena adanya partikel menghalangi proses penempelan dan permukaan membran belum terlapisi SWCNT sehingga mengikat lapisan SWCNT di permukaan membran.



Gambar 4.13. Struktur Elektroda dengan Kerapatan Dibawah Titik Perkolasi

Karena kerapatan elektroda S/D sama dengan kerapatan elektroda, maka pola lapisan SWCNT untuk elektroda S/D pada gambar 4.14 sama dengan pola sensor yang berada jauh diatas titik perkolasi.



Gambar 4.14. Struktur Elektroda Untuk Elektroda Source-Drain

4.5. Pengamatan visual Biosensor



Gambar 4.15. Rangka Biosensor yang Telah Terhubung dengan Port Inlet dan Outlet

Gambar 4.15 merupakan rangka biosensor yang telah dihubungkan dengan port inlet dan outlet. Setelah dialirkan air ke inlet rangka biosensor, air mengalir melewati port inlet, ke-empat sensor dan keluar melalui port outlet tanpa adanya hambatan. Pengamatan yang dilakukan juga menunjukkan tidak ada kebocoran yang terjadi dari sistem selama injeksi air suling.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

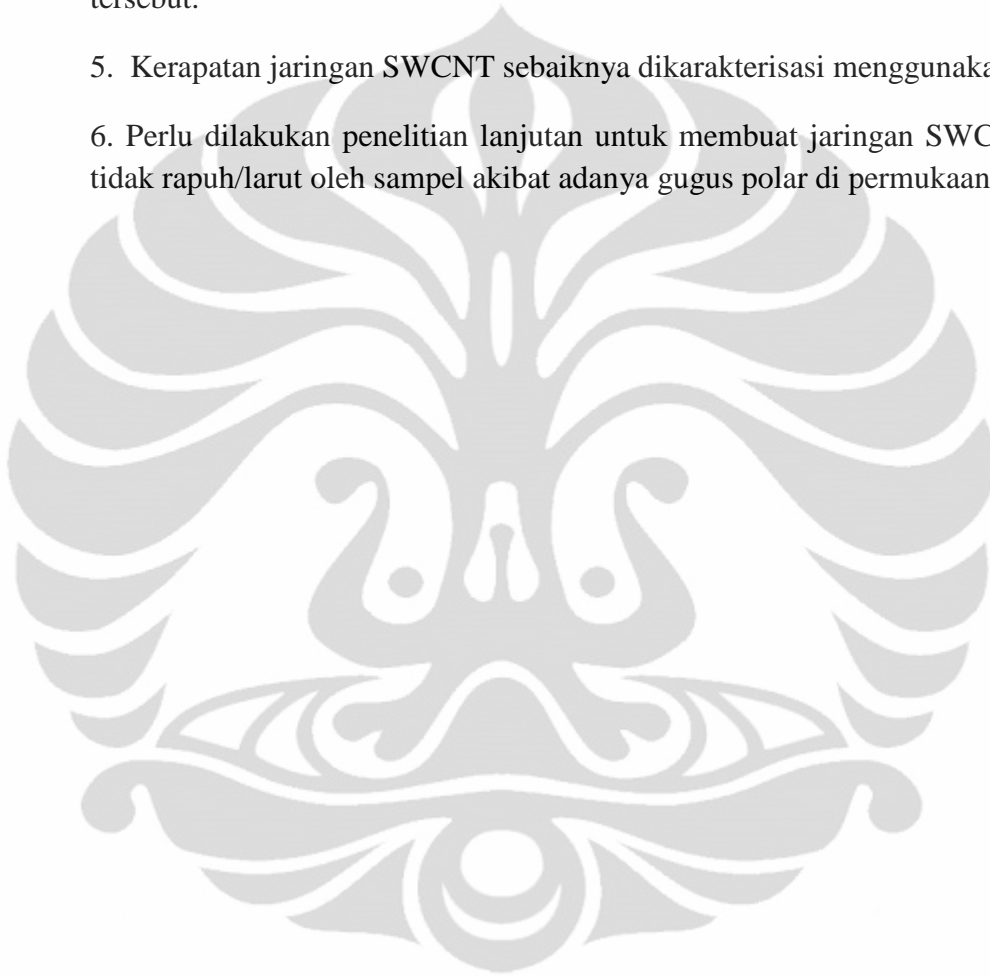
Dari penelitian ini dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Pembuatan lapisan tipis SWCNT dipengaruhi oleh kondisi membran, adanya partikulat, dan agglomerasi yang terjadi sebelum transfer lapisan tipis SWCNT ke permukaan PDMS
2. Titik perkolasi dari lapisan SWCNT berada pada transmitansi 87,7% dan *sheet resistivity* 86 k Ω /sq
3. *Sheet resistivity* yang dihasilkan pada metode ini lebih besar jika dibandingkan metode lain karena lapisan ini dibuat dengan metode CVD dan pengukuran *sheet resistivity* dari lapisan tipis dilakukan dengan *two probe method* yang menghasilkan nilai yang lebih besar dari nilai sebenarnya.
4. Dari 3 lapisan sensor yang dibuat, 1 sensor memiliki sifat semikonduktif dan 2 sensor memiliki sifat logam.
5. Lapisan sensor yang bersifat semikonduktor sensitif terhadap perubahan konsentrasi larutan KCl dari 0 M menjadi $3 \cdot 10^{-2}$ M dengan perubahan arus listrik mencapai 110 kali arus listrik awal, sedangkan sensor yang bersifat logam hanya 1,04 dan 1,1 kali.
6. Pengulangan pengukuran menyebabkan lapisan sensor mengalami penurunan respon, dari perubahan arus listrik 13 kali pada ulangan pertama menjadi 4 kali pada ulangan ke-tiga.

5.2. Saran

1. Diperlukan ruang bersih untuk menghindari terbawanya partikel selama penyaringan.
2. Perlu dilakukan penelitian untuk membuat lapisan SWCNT yang homogen(tidak menggumpal).

3. Pengukuran sheet resistivity dengan *four probe method* perlu dilakukan agar dapat diketahui sheet resistivity sebenarnya dari lapisan dan mengukur besarnya hambatan akibat kontak kabel-lapisan tipis yang akan mengurangi unjuk kerja dari sensor.
4. Sebelum dibuat perangkat elektroniknya, diperlukan karakterisasi dengan *semikonduktor parameter analyzer* agar diketahui sifat elektronika dari sensor tersebut.
5. Kerapatan jaringan SWCNT sebaiknya dikarakterisasi menggunakan AFM.
6. Perlu dilakukan penelitian lanjutan untuk membuat jaringan SWCNT yang tidak rapuh/larut oleh sampel akibat adanya gugus polar di permukaan SWCNT



DAFTAR REFERENSI

- Aguilar, J. O., Bautista-Quijano, J. R., & Aviles, F. (2010). Influence of Carbon anotube clustering on the Electrical Conductivity of Polymer Composite films. 4 (5).
- Avouris, P., & Appenzeller, J. (2004, 7). Electronics and optoelectronics with carbon nanotubes : New discoveries brighten the outlook for innovative technologies. *The Industrial Physicist* , 18-20.
- Bange, Adam. (2007). *Development and characterization of Miniaturized Electrochemical Immunosensors*. PhD Dissertation, University of Cincinnati, Chemistry.
- Barisci, J. N., Wallace, G., Chattopadhyay, D., Papadimitrakopoulous, F., & Baughman, R. H. (2006). *Electrochemic properties of single-wall carbon nanotube electrodes*. University of Wollongong.
- Barkhordarian, V. (2002). *Power MOSFET Basic*. International Rectifier.
- Bidmanova, S. (2007). *Development and Construction of Biosensors for Detection of Halogenated Compounds in the Environment*. Brno: Masaryk University, Faculty of Science Department of Microbiology.
- BIOMERIEUX:PRODUCTS*. (2009). (BIOMERIEUX) Retrieved 12 17, 2010, from API Bacterial Identification, Microorganism Identification bioMerieux: http://www.biomerieux-usa.com/servlet/srt/bio/usa/dynPage?open=USA_PRD_LST&doc=USA_PRD_LST_G_PRD_USA_5&pubparams.sform=0&lang=en
- Cheng du Orrganic Chemicals*. (2010, 06). Retrieved 06 11, 2011, from Product Data Sheet : Purified Single-walled carbon nanotubes(SWCNT): <http://www.timesnano.com/products/S.asp>
- Cho, C. W., Lim, C. H., Woo, C. S., Jeon, H. S., Park, B., Ju, H., et al. (2006). Highly Flexible and Transparent Single Wall Carbon Nanotube Network Gas Sensors Fabricated on PDMS substrates. 922 (0922-U11-10).
- Cid, C. C., Riu, J., Maroto, A., & Rius, F. X. (2010). Biosensors based on carbon nanotube-network Field-effect Transistor. In K. Balasubramanian, & M. Burghard (Eds.), *Carbon nanotubes : Methods and protocols* (Vol. 625). Humana Press.
- Emanuel, P. A., & Fruchey, I. R. (2007). *Biological detectors : Market Survey 2007 edition*. U.S. Army Edgewood chemical biological center.

Ferguson, T. (2010, 11 18). *Candida Albicans Symptoms*. Retrieved 12 6, 2010, from Articles based:free online article directory: <http://www.articlesbase.com/diseases-and-conditions-articles/candida-albicans-symptoms-3690114.html>

Foulds, N. C., & Lowe, C. R. (1985). What's new: Biosensors: Current applications and future potential. *BioEssays*, *III* (3), 129-132.

Geng, H. Z., Kim, K. K., Lee, K., Kim, G. Y., Choi, H. K., Lee, D. S., et al. (2007). Dependence of material Quality on. *2* (3), 157-167.

Harris, P. J. (2009). *Carbon Nanotube Science Synthesis, Properties and Applications*. Cambridge University Press.

Hecht, D., Hu, L., & Gruner, G. (2006). Conductivity scaling with bundle length and diameter in single walled carbon nanotube networks. *Applied physics letters*, *89*, 133112.

Heller, I., Mannik, J., Lemay, S. G., & Dekker, C. (2009). Optimizing the Signal-to-noise Ratio for Biosensing with Carbon Nanotube Transistors. *9* (1).

Hu, L., Hecht, D. S., & Gruner, G. (2004). Percolation in Transparent and Conducting Carbon nanotube Networks. *4* (12).

Hu, Y. F., Yao, K., Wang, S., Zhang, Z. Y., Liang, X. L., Chen, Q., et al. (2007, 7 1). Fabrication of high performance top-gate complementary inverter using a single carbon nanotube and via a simple process. *Applied Physics Letters*, *223116*.

Hum, P. W. (2006). *Exploration of large scale manufacturing of polydimethylsiloxane(PDMS) microfluidic devices*. Massachusetts institute of technology.

Ishikawa, F. N., Curreli, M., Olson, C. A., Liao, H.-I., Sun, R., Roberts, R. W., et al. (2010). Importance of controlling nanotube density for Highly sensitive and reliable biosensors functiona in physiological condition. *ACSNano*, *XXX* (XX), XXX-XXX.

Jacson, R. K. (2009). *Development of single wall carbon nanotube transparent conductive electrodes for organic electronics*. Mechanical engineering. Georgia Institute of Technology.

Jirat, J., Nic, M., Kosata, B., & Jenkins, A. (2006). *UIPAC gold book. Biosensor*, 2.1.6. Retrieved 12 6, 2010, from <http://goldbook.iupac.org/B00663.html>

Kaminishi, D., Ozaki, H., Ohno, Y., Maehashi, K., Inoue, K., Matsumoto, K., et al. (2005). Air-stable n-type carbon nanotube field-effect transistors with Si₃N₄ passivation films fabricated by catalytic chemical vapor deposition. *Applied Physics Letters*, 86, 113-115.

Kreupl, F. (2008). *Advance micro & nanosystem: Carbon nanotubes devices, properties, modelling, integration, and applications* (Vol. 8). (C. Hierold, Ed.) Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.

Lin, Y. M., Appenzeller, J., Chen, Z., Chen, Z. G., Cheng, H. M., & Avouris, P. (2005). High-performance dual gate carbon nanotube FETs with 40-nm gate length. *IEEE Electron Device Letters*, 26, 823-825.

Maehashi, K., Katsura, T., Kerman, K., Takamura, Y., Matsumoto, K., & Tamiya, E. (2007). Label-free protein biosensor based on aptamer-modified carbon nanotube Field-effect transistor. *Anal. Chem.*, 79, 782-787.

Mao, S., Lu, G., Yu, K., & Chen, J. (2009). Specific biosensing using carbon nanotubes functionalized with gold nanoparticle-antibody conjugates. *Carbon*, 48, 479-486.

McDonald, J. C., & Whitesides, G. M. (2002). Poly(dimethylsiloxane) as material for fabricating microfluidic devices. *Accounts of Chemical research*, 35 (7).

Minteer, S. D. (2006). *Microfluidic techniques : Reviews and protocols*. Totowa, New Jersey: Humana Press Inc.

Mohanty, S., & Beebe, D. J. (2006). Chips & Tips: PDMS connectors for macro to microfluidic interfacing. *Lab on a chip : Microfluidic and nanotechnologies for chemistry, biology, and bioengineering*.

Mustonen, T. (2009). *Inkjet Printing of Carbon Nanotubes for Electronic applications*. Oulu: University of Oulu.

Narasimhan, J., & Papautsky, I. (2004). Polymer embossing tools for rapid prototyping of plastic microfluidic devices. *Journal of micromechanics and microengineering*, 96-103.

Park, J. Y. (2009). Band Structure and Electron Transport Physics of One-Dimensional SWCNs. In A. Javey, & J. Kong, *Carbon Nanotube Electronics* (p. 10). Springer Science+Business Media.

Rosenblatt, S., Yaish, Y., Park, J., Gore, J., Sazonova, V., & McEuen, P. L. (2002). High performance electrolyte gated carbon nanotube transistors. *Nano letters*, 2 (8), 869-872.

Salavert, C. C. (2008). *Sensor based on carbon nanotube field-effect transistors and molecular recognition approaches*. I Virgili University.

Sia, S. K., & Whitesides, G. M. (2003). Microfluidic devices fabricated in poly(dimethylsiloxane) for biological studies. *Electrophoresis* , 24, 3563-3576.

Song, S., Wang, L., Li, J., Zhao, J., & Fan, C. (2008). Aptamer-based biosensor. *Trends in analytical chemistry* , 27 (2).

Student Guide, Result in Style. (n.d.). Retrieved 11 27, 2010, from <http://www.studentsguide.in/biotechnology-genomics/biosensor-biotechnology-tools/biosensors-for-medical-diagnostics.html>

Tani, K., Ito, H., Ohno, Y., Kishimoto, S., Okochi, M., Honda, H., et al. (2006). Fabrication of antigen sensors using carbon nanotube field effect transistors. *Japanese Journal of Applied Physics* , 45, 5481-5484.

Tarini, N. M., Wahid, M. H., Ibrahim, F., Yasmon, A., & Djauzi, S. (2010). Development of multiplex-PCR assay for rapid detection of candida spp. *Med J Indones* , 19 (2), 83-7.

Tchoul, M. N., Ford, W. T., Lolli, G., Resasco, D. E., & Arepalli, S. (2007). Effect of Mild Nitric Acid Oxidation on Dispersability, Size, and Structure of Single-Walled Carbon Nanotubes. *19* (5765-5772).

Tey, J. N., Wijaya, I. P., Wang, Z., Goh, W. H., Palaniappan, A., Mhaisalkar, S. G., et al. (2009). Laminated, microfluidic-integrated carbon nanotube based biosensors. *Applied Physics Letters* , 94, 013107.

Tey, J. N., Wijaya, I. P., Wang, Z., Goh, W. H., Palaniappan, A., Mhaisalkar, S. G., et al. (2009). Laminated, microfluidic-integrated carbon nanotube based biosensors. *Appl Phys Lett* , 013107.

Tey, J. N., Wijaya, I. P., Wei, J., Rodriguez, I., & Mhaisalkar, S. G. (2010, 6 3). Nanotubes-/nanowires-based, microfluidic-integrated transistors for detecting biomolecules. *Research paper* .

Unalan, H. E., Fanchini, G., Kanwal, A., Pasquier, A. D., & Chhowalla, M. (2006, 1 18). Design criteria for transparent single-wall carbon nanotube thin-film transistor. *Nano Letters* , 677-682.

Veronese, G. P. (2007). *Nanoporous alumina in the Development of a High Resolution Position Detector*. Universitas Bologna, Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam. Bologna: Universitas Bologna.

Villamizar, R. A., & Rius, A. M. (2009). Improved detection of *Candida albicans* with carbon nanotubes field effect transistors. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 136, 451-457.

Wales, J. (Ed.). (2008, 3 11). *wikipedia*. Retrieved 12 10, 2010, from wikipedia: <http://id.wikipedia.org/wiki/Transduser>

Wijaya, I. P., Nie, J. T., Gandhi, S., Boro, R., Palaniappan, A., Hau, G. W., et al. (2009, 12 16). Femtomolar detection of 2,4-dichlorophenoxyacetic acid herbicides via competitive immunoassays using microfluidic based carbon nanotube liquid gated transistor. *Lab on a chip*, 634-638.

www.biomerieux-usa.com. (2009). *BIOMERIEUX:PRODUCTS*. (BIOMERIEUX) Retrieved 12 17, 2010, from API Bacterial Identification, Microorganism Identification bioMerieux: http://www.biomerieux-usa.com/servlet/srt/bio/usa/dynPage?open=USA_PRD_LST&doc=USA_PRD_LST_G_PRD_USA_5&pubparams.sform=0&lang=en

Zhang, D., Ryu, K., Liu, X., Polikarpov, E., Ly, J., Tompson, M. E., et al. (2006). Transparent, Conductive, and flexible Carbon Nanotube Films and their Application in organic Light-Emitting Diodes. 6 (9).

Zhao, D. S., Roy, B., McCormick, M. T., Kuhr, W. G., & Brazill, S. A. (2003). Rapid fabrication of a poly(dimethylsiloxane) microfluidic capillary gel electrophoresis system utilizing high precision machining. *Lab on a Chip*, 3, 93-99.

Zhou, Y., Hu, L., & Gruner, G. (2006). A Method of Printing Carbon Nanotube thin film Transistor. 88 (123109-1).

Zourob, M., Elwary, S., & Turner, A. (2008). *Principles of bacterial detection: biosensors, recognition receptors, and microsystems*. New York: Springer-Verlag New York Inc.

LAMPIRAN

Lampiran 1. Desain *Silicon Master Mold*

1. Detail :

- a. W/L(device) : 2000/400 μm , 2000/800 μm , 2000/1200 μm
- b. Channel width : 400 μm , 800 μm , 1200 μm
- c. Channel Depth : 200 μm
- d. Channel length : 2.5 cm
- e. Inlet reservoir diameter : 2 mm
- f. Outlet reservoir diameter : 2 mm
- g. Perkiraan volume reservoir ditambah channel :

$$V_{\text{microfluidic}} = V_{\text{channel}} + V_{\text{reservoir}}$$

$$V_{\text{microfluidic}} = 2.5 \times 0.04 \times 0.02 + \pi(0.1)^2 \times 0.01$$

$$V_{\text{microfluidic}} = 0.002 + 0.0006$$

$$V_{\text{microfluidic}} = 0.003 \text{ ml}$$

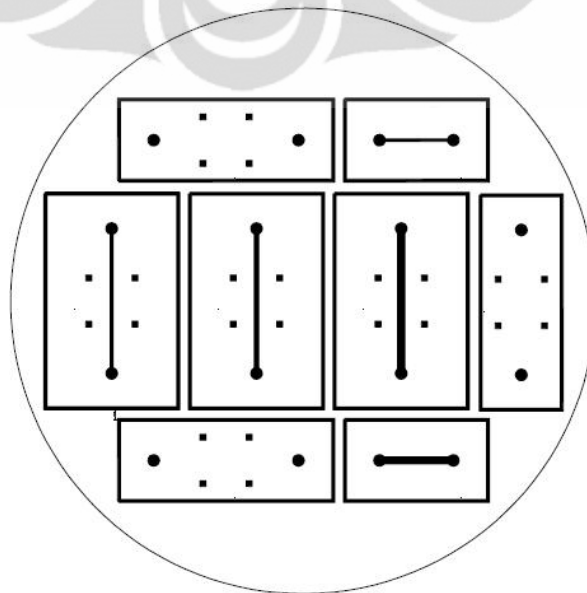
- h. Perkiraan volume reservoir+channel+10 cm tubing 1/32,

$$V_{\text{tot}} = V_{\text{microfluidic}} + V_{\text{tubing}}$$

$$V_{\text{tot}} = 0.003 + (\pi \times (0.039688)^2 \times 10)$$

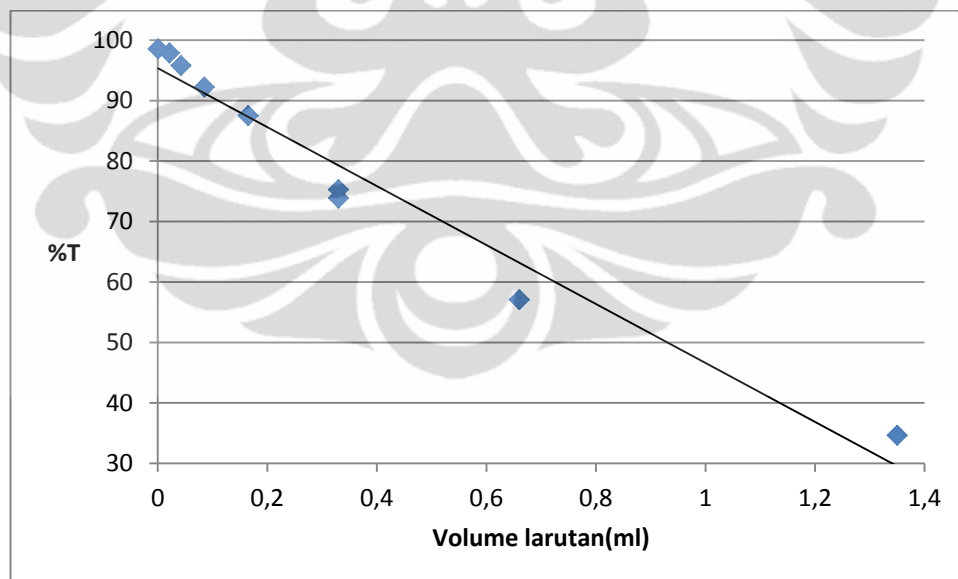
$$V_{\text{tot}} = 0.003 + 0.049483$$

$$V_{\text{tot}} = 0.05 \text{ ml}$$



Lampiran 2. Pembuatan Kurva Hubungan Volume Larutan SWCNT dan Transmittance

Nomer	Volume larutan SWCNT	% transmittance					Rata-rata transmittance
		I	II	III	IV	V	
1	1,35	34,9	35	34,6	33,7	35	34,64
2	0,66	57	56,9	58,2	55,5	57,7	57,06
3	0,33	76,7	74,7	74,6	75,1		75,275
4	0,33	74,5	72,7	73,7	74	74,55	73,89
5	0,165	88,6	86,2	88	87,1	87,7	87,52
6	0,085	92,4	92,6	91,9	92		92,225
7	0,0425	95,6	96,1	96	95,5		95,8
8	0,02125	97,3	98	98,3			97,86667
9	6,00E-04	98,7	99	98			98,56667

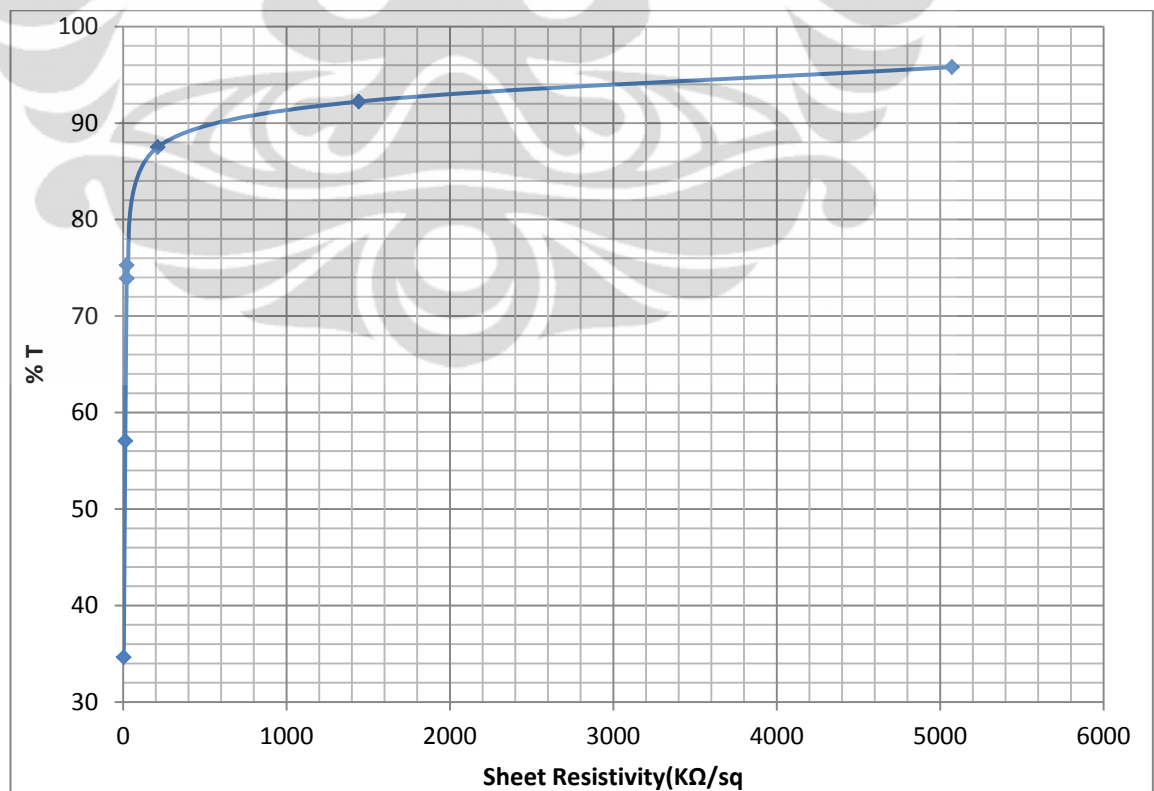


Lampiran 3. Pembuatan Kurva Hubungan Transmittance dan Sheet Resistivity

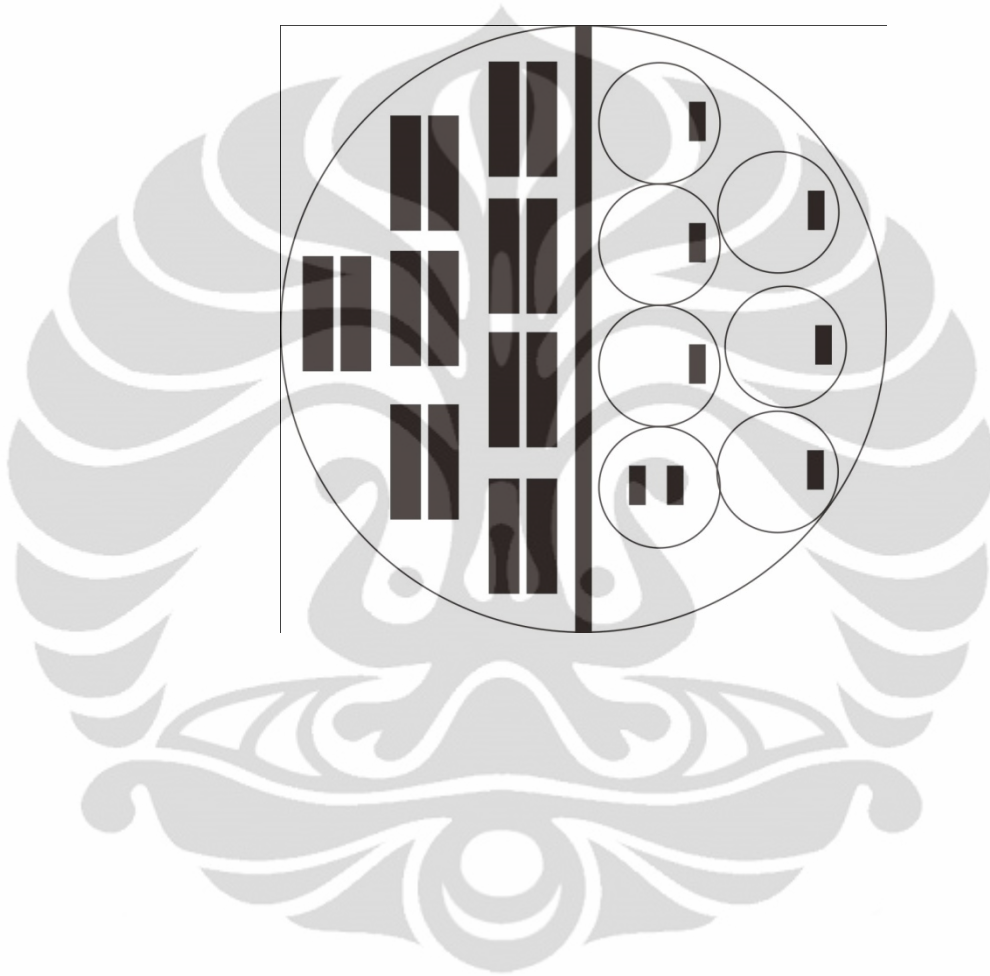
No	%Transmittance					Rata-rata	Width (cm)	Length (cm)	R _{meas}	R _{SH}
	I	II	III	IV	V					
1	34,9	35	34,6	33,7	35	34,64	0,5	0,9	7,8	4,33
2	57	56,9	58,2	55,5	57,7	57,06	0,55	0,95	23,24	13,45
3	76,7	74,7	74,6	75,1		75,275	0,55	0,9	36,68	22,42
4	74,5	72,7	73,7	74	74,55	73,89	0,55	0,95	38,65	22,38
5	88,6	86,2	88	87,1	87,7	87,52	0,55	0,9	347,6	212,42
6	92,4	92,6	91,9	92		92,225	0,55	0,85	2229	1442,29
7	95,6	96,1	96	95,5		95,8	0,5	0,9	9130	5072,22
8	97,3	98	98,3			97,86667	0,5	0,7	ND	ND
9	98,7	99	98			98,56667	0,5	0,7	ND	ND

Persamaan untuk menghitung R_{SH}

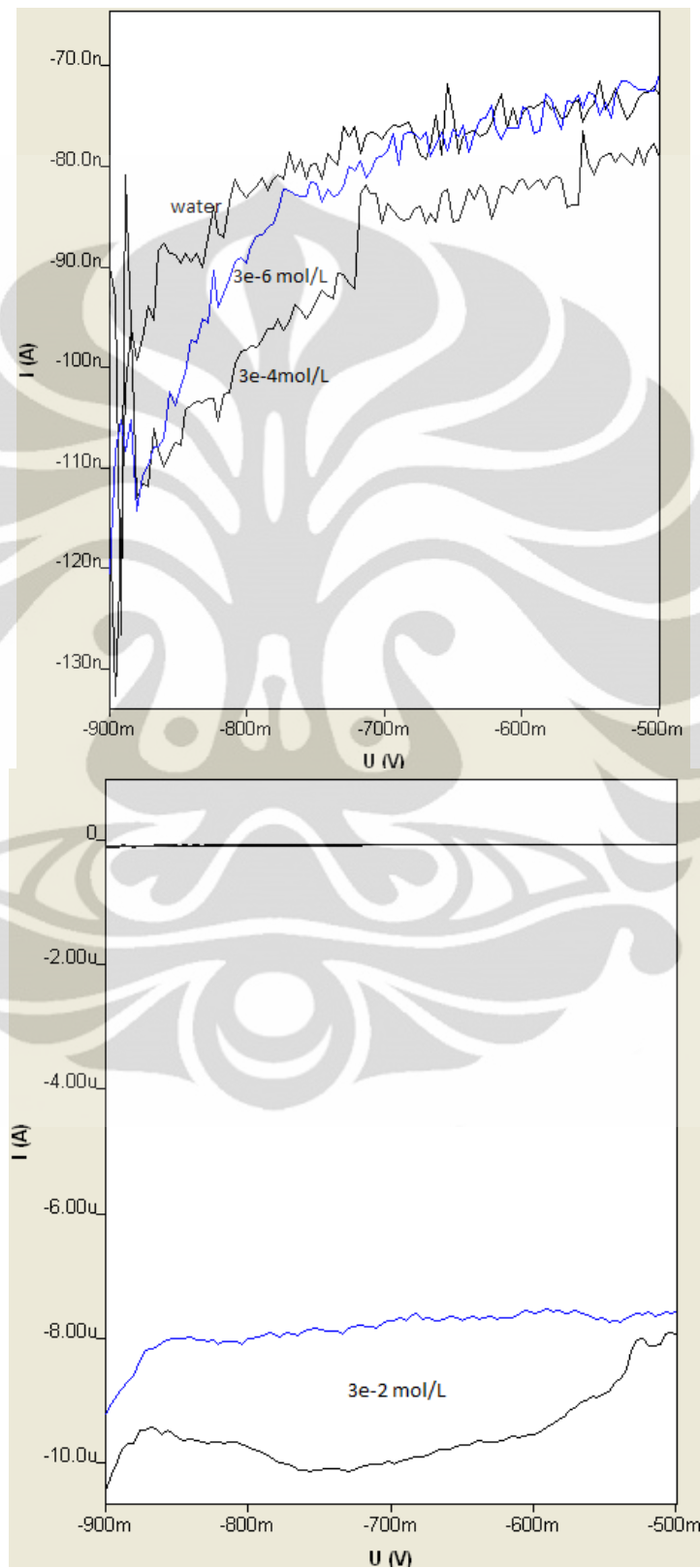
$$R_{SH} = R_{MEAS} \times \frac{W}{L}$$



Lampiran 4. Pola Laser Permukaan PDMS Berpola



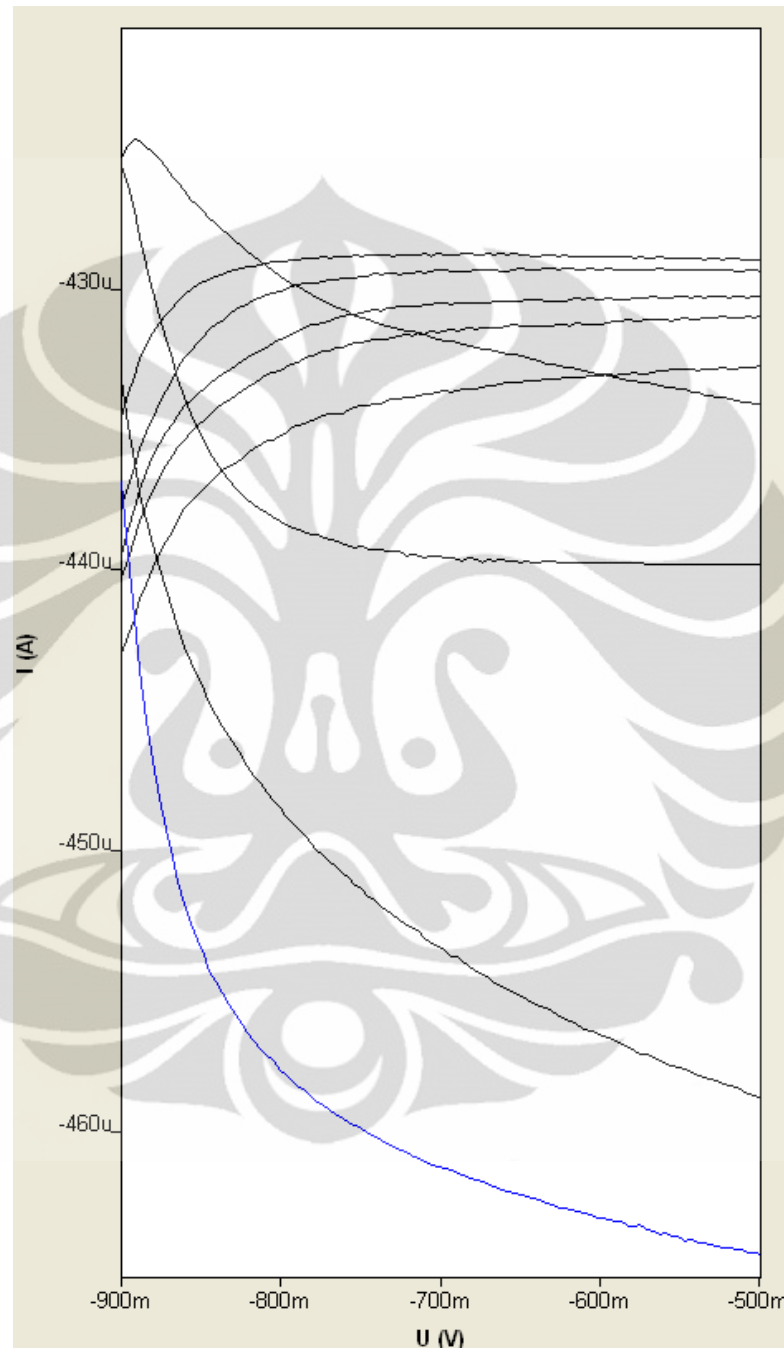
Lampiran 5. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT Dengan Kerapatan Rendah



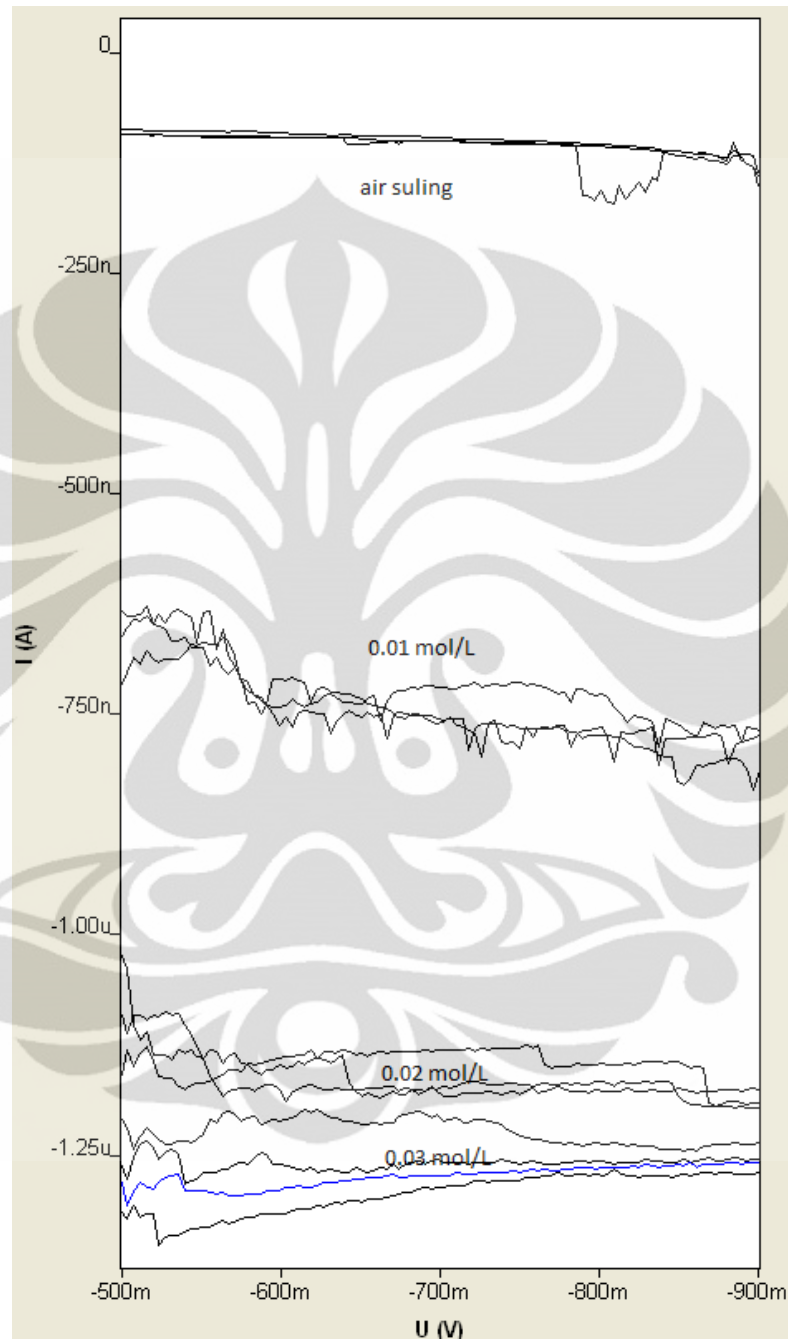
Lampiran 6. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT Dengan Kerapatan Sedang



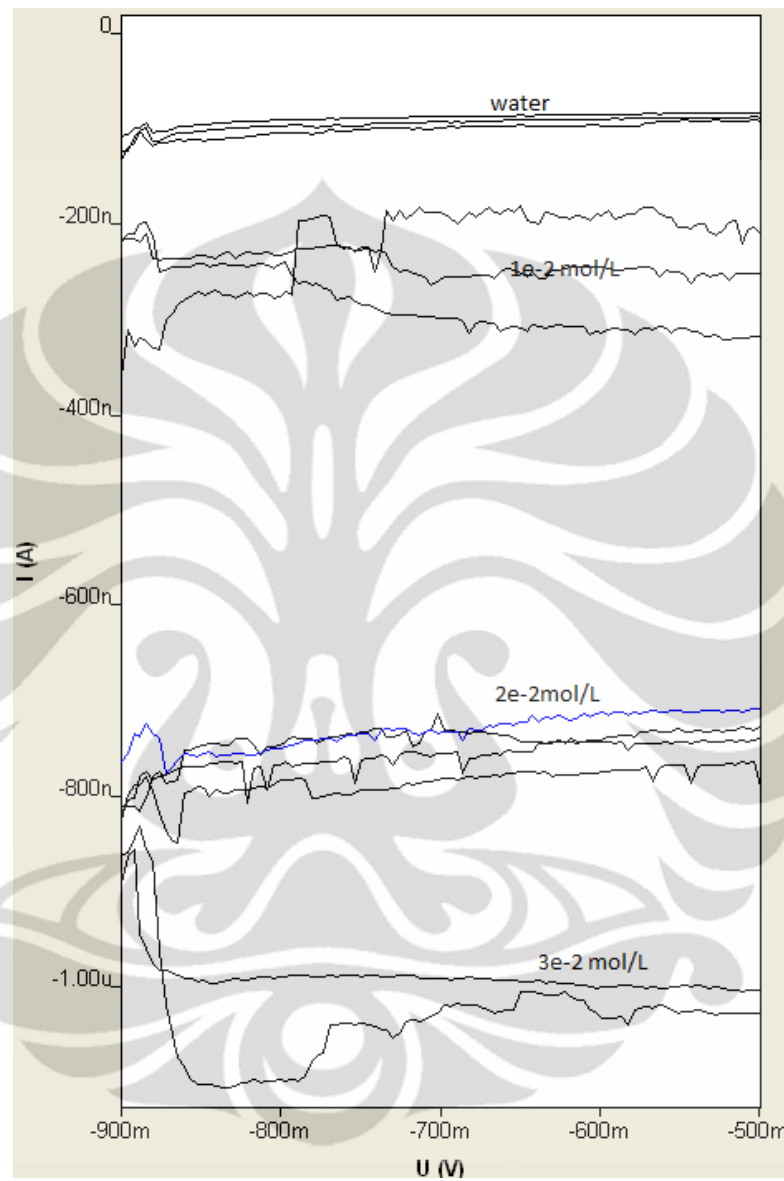
Lampiran 7. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT Dengan Kerapatan Tinggi



Lampiran 8. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT Dengan Kerapatan Rendah Ulangan 1



Lampiran 9. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT Dengan Kerapatan Rendah Ulangan 2



Lampiran 10. Pengukuran Arus Pada Jaringan SWCNT Dengan Kerapatan Rendah Ulangan 3

