



UNIVERSITAS INDONESIA

IMOBILISASI LAPISAN TIPIS KHAMIR *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 PADA PERMUKAAN ELEKTRODA GLASSY KARBON TERMODIFIKASI NANOPARTIKEL EMAS DAN STUDI PENDAHULUAN APLIKASI SEBAGAI SENSOR BOD

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains

**FENI TRIANA ZULFIA
0606069016**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
DEPARTEMEN KIMIA
DEPOK
JULI 2010**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Feni Triana Zulfia

NPM : 0606069016

Tanda Tangan : ...

Tanggal : 7 juni 2010

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Feni Triana Zulfia
NPM : 0606069016
Program Studi : KIMIA
Judul Skripsi : Imobilisasi lapisan tipis khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 pada permukaan elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas dan studi pendahuluan sebagai sensor BOD

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dr. Ivandini T.A (... ..)
Pembimbing II : Dr. Endang Saepudin (... ..)
Penguji : Dra.Tresye Utari Msi (... ..)
Penguji : Drs. Sunardi Msi (... ..)
Penguji : Dra.Sri Handayani M.Biomed (... ..)

Ditetapkan di :

Tanggal :

KATA PENGANTAR/UCAPAN TERIMA KASIH

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, karena atas berkat, rahmat dan karunia-Nya lah, saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Skripsi yang berjudul 'Imobilisasi lapisan tipis khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 pada permukaan elektroda *glassy* karbon termodifikasi nanopartikel emas dan studi pendahuluan sebagai sensor BOD' ini disusun dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Sains Jurusan Kimia pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Dalam penulisan skripsi ini begitu banyak bantuan yang diberikan, dengan segala kerendahan hati penulis ingin mengucapkan rasa terima kasih kepada:

- (1) Dr.Ivandini Tribidasari A, selaku dosen pembimbing I dan Bpk.Dr.Endang Saefudin selaku dosen pembimbing II yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini; yang dengan sabar membimbing dan memberikan masukan, saran, arahan, serta diskusi yang sangat berarti bagi penulis selama penelitian berlangsung hingga tersusunnya skripsi ini. Juga mohon dimaafkan bila selama ini ada yang tidak berkenan di hati
- (2) Bpk.Dr.ismunaryo Moenandar M.Phill selaku selaku pembimbing akademis yang telah banyak memberikan saran, arahan, dan masukan kepada penulis.
- (3). Bapak Dr. Ridla Bakri, M.Phil selaku ketua Departemen Kimia.
- (4). Ibu Dr.rer.nat. Widajanti Wibowo selaku ketua KBI Kimia Fisik, Ibu Dra.Tresye Utari, M.Si selaku koordinator penelitian, Ibu Dra. Susilawati Hs.M.Si selaku manajer laboratorium penelitian, Ibu Ir. Widyastuti Samadi,M.Si selaku koordinator pendidikan, dan Bapak Drs. Sunardi selaku manajer instrumentasi.

- (5). Bapak dan Ibu Dosen yang telah memberikan wawasan dan ilmu pengetahuan kepada penulis.
- (6). Bapak Hedi, Mba Ina, Mba Cucu, Mba Emma dan Mba Tri yang telah membantu dalam peminjaman alat dan penyediaan bahan.
- (7). Bapak Marji, Mas Edi, Bapak Trisno, Bapak Amin, Bapak Kiri, serta seluruh karyawan dan karyawan Departemen Kimia FMIPA UI. Terima kasih atas bantuannya selama ini.
- (8). Pihak Laboratorium Teknologi Industri Pertanian Fakultas Teknik Pertanian IPB Bogor, yang telah membantu dalam hal analisa BOD.
- (9) Orang tua, Papa dan mama atas segala doa dan kasih sayang yang diberikan, ka unang, ka nuni, mia, adeng yang telah memberikan bantuan dukungan material, moral, kasih sayang dan pengertian, selalu memotivasi untuk melakukan semua hal untuk yang terbaik. Juga untuk seluruh keluarga besar.
- (10) untuk BFF (*Best Friend Forever*), Udith, Nana, Restu, Zulfi, Tuti, sahabat yang telah banyak memberikan canda tawa
- (11) Winda Wardatul jannah, sahabat yang sangat pengertian dan mengajari banyak hal, terutama untuk menghadapi masa-masa sulit selama kuliah. Terimakasih atas kesabaran untuk selalu mendengarkan segala curhat-curhatku. *Hope our friendship will be forever.*
- (12) Teman-teman penelitian lantai 3 dan 4, Faiza, Annisa, Tanti, Vania, Ka Iren, Ka Golda, Hogan, Ka Agung, Tichun, Mima, Indra, Brit, Nanique, Panpan, Atyka, Tantri, Stefani, Rindu, Ka meta, Bu lili, Bu yeni, Bu yayuk *and the gang*, Pa netra. Terimakasih atas kebersamaannya
- (13) Rekan-rekan seperjuangan 2006, Hanum, Didit, Yuda, Noval, dan teman-teman 2006 lain yang tidak dapat disebutkan satu-persatu, semoga kita selalu menjalin tali silaturahmi

Akhir kata, saya berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Penulis

2010

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

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

Nama : Feni Triana Zulfia
NPM : 0606069016
Program Studi : Kimia
Departemen : Kimia
Fakultas : Matematika dan Ilmu pengetahuan Alam
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 :
Imobilisasi lapisan tipis khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 pada permukaan elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas dan studi pendahuluan aplikasi sebagai sensor BOD

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/format-kan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan memublikasikan 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 : Departemen Kimia FMIPA UI Depok
Pada tanggal : 7 Juni 2010
Yang menyatakan

(Feni Triana Zulfia)

ABSTRAK

Nama : Feni Triana Zulfia
Program Studi : Kimia
Judul : Imobilisasi lapisan tipis Khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 pada permukaan elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas dan studi pendahuluan aplikasi sebagai sensor BOD

Lapisan tipis imobilisasi sel khamir *Candida fukuyamaensis* UICC-Y247 telah dibuat sebagai modifikasi transduser pada permukaan elektroda sensor oksigen GC-NPAu untuk metode alternatif sensor BOD (*Biochemical Oxygen Demand*). Lapisan dibuat menggunakan matriks agarose/KCl sebagai biomembran dengan teknik evaporasi, kemudian aktifitasnya didukung dengan adanya tambahan membran Nafion 50 mikron. Sistem sensor ini mempersingkat waktu pengukuran BOD dari 5 hari menjadi 30 menit. Aktifitasnya dibandingkan dengan menggunakan keadaan sel bebas dan terimobilisasi. Deteksi nilai BOD dilakukan dengan menggunakan teknik *Multi Pulse Amperometry* (MPA) pada potensial 450 mV. Keberhasilan sistem terlihat adanya peningkatan arus dari plot linieritas sistem terhadap larutan uji glukosa dari konsentrasi 0,1 mM sampai 0,5 mM setara dengan nilai BOD (10 mg/L sampai 50 mg/L). Optimalisasi pengukuran BOD dihasilkan waktu optimum BOD sebesar 30 menit, dengan menggunakan sel khamir yang telah diinkubasi selama 30 jam. *Scan rate* optimum 100 mV/s, dengan memvariasikan ketebalan membran Nafion, 0,25 mL sampai 1 mL campuran imobilisasi, hasil ketebalan optimum adalah 1 mL campuran imobilisasi. Batas deteksi larutan glukosa pada sistem sensor adalah 0,011336 mM atau nilai BOD sebesar 1,1336 mg/L. Pengukuran respon arus terhadap larutan glukosa dilakukan pengulangan sebanyak 15 kali, didapatkan nilai standar deviasi relatif 4,776% untuk elektroda tanpa kehadiran sel khamir dan 2,702% untuk elektroda yang telah dilekatkan dengan lapisan imobilisasi. Hasil pengujian kestabilan, ditemukan bahwa lapisan imobilisasi stabil selama 1-3 hari.

Kata kunci : imobilisasi, khamir, *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247, Agarose/KCl, Nafion, glukosa, *Multi Pulse Amperometry*
xii + 59 halaman; 32 gambar.; lamp.
Bibliografi ; 17 (1986-2009)

DAFTAR ISI

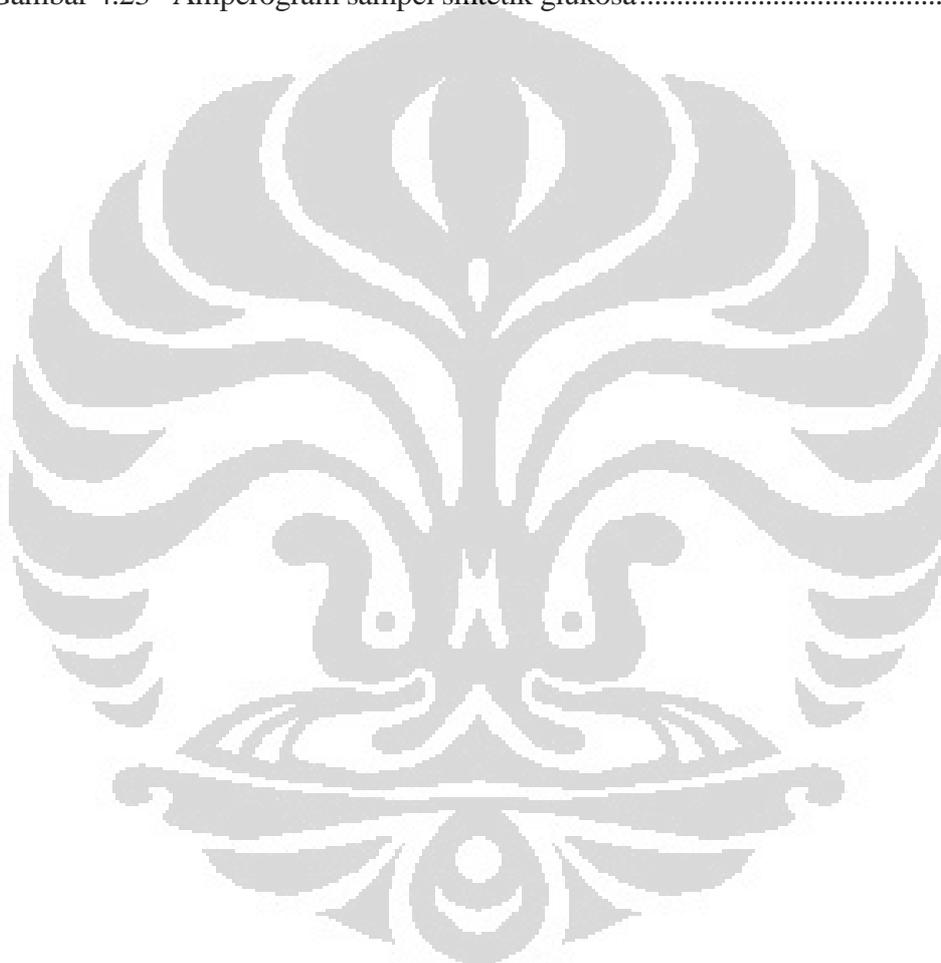
| | |
|-----------------------------------------------------|-----------|
| HALAMAN JUDUL | i |
| LEMBAR PENGESAHAN | ii |
| HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS..... | iii |
| KATA PENGANTAR | iv |
| LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH..... | vi |
| ABSTRAK..... | vii |
| DAFTAR ISI | viii |
| DAFTAR GAMBAR..... | x |
| DAFTAR TABEL..... | xii |
| DAFTAR LAMPIRAN | xiii |
| 1. PENDAHULUAN..... | 1 |
| 1.1 Latar Belakang | 1 |
| 1.2 <i>State of the art</i> | 3 |
| 1.3 Perumusan Masalah | 3 |
| 1.4 Tujuan Penelitian | 3 |
| 1.5 Hipotesis | 4 |
| 2. TINJAUAN PUSTAKA | 5 |
| 2.1 Sensor kimia | 5 |
| 2.2 Elektrokimia..... | 6 |
| 2.3 <i>Cyclic voltametry</i> | 6 |
| 2.4 Multi Pulse Amperometry..... | 8 |
| 2.5 <i>Biological Oxigen Demand (BOD)</i> | 11 |
| 2.6.Khamir | 11 |
| 2.6.1 <i>Candida fukuyamaensis</i> UICC Y-247 | 13 |
| 2.7 Imobilisasi Khamir | 13 |
| 2.8 Sensor elektrokimia sebagai pengukur BOD | 14 |
| 3. METODE PENELITIAN | 15 |
| 3.1 Alat-alat yang digunakan..... | 15 |
| 3.2 Bahan – bahan yang digunakan | 15 |
| 3.3 Mikroorganisme | 15 |
| 3.3 Prosedur verja | 16 |
| 3.3.1 sterilisasi alat | 16 |
| 3.3.2 Penyiapan inokulum | 16 |
| 3.3.3 Penentuan kurva pertumbuhan | 17 |
| 3.3.4 Imobilisasi Khamir | 17 |
| 3.3.5 Pembuatan larutan buffer fosfat | 17 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.3.6 Aplikasi sebagai sensor BOD | 18 |
| 3.3.6.1 perancangan sel elektrokimia | 18 |
| 3.3.6.2 Penentuan waktu optimum pengukuran BOD | 18 |
| 3.3.6.3 Penentuan <i>scan rate</i> optimum | 18 |
| 3.3.6.4 Penentuan pengaruh jumlah sel khamir terhadap sensor BOD | 19 |
| 3.3.6.5 Pengukuran kurva kalibrasi linier untuk keadaan sel khamir bebas (<i>free cell</i>) | 19 |
| 3.3.6.6 Pengukuran ketebalan optimum lapisan imobilisasi | 19 |
| 3.3.6.7 Pengukuran kurva kalibrasi linier untuk keadaan terimobilisasi | 20 |
| 3.3.6.8 Pengukuran kestabilan lapisan tipis imobilisasi | 20 |
| 3.3.6.9 Pengukuran reproducibility elektroda glassy karbon termodifikasi | 20 |
| 3.3.6.10 Penentuan <i>Limit Of Detection</i> (LOD) untuk keadaan terimobilisasi | 21 |
| 3.3.6.11 Pengujian kesetaraan pengukuran BOD konvensional dengan metode sensor Kimia | 21 |
| 4.HASIL DAN PEMBAHASAN | 22 |
| 4.1 Pengamatan Kurva pertumbuhan <i>Candida fukuyamaensis</i> UICC Y-247 | 22 |
| 4.2 Imobilisasi lapisan khamir dengan matriks agarose/KCl | 23 |
| 4.3 Aplikasi sebagai sensor BOD | 27 |
| 4.3.1 Penentuan waktu optimum sensor BOD | 27 |
| 4.3.2 Penentuan <i>scan rate</i> optimum | 28 |
| 4.3.3 Pengaruh jumlah sel khamir terhadap sensor BOD | 30 |
| 4.3.4 Pengukuran kurva kalibrasi linier untuk keadaan sel khamir bebas (<i>free</i> <i>cell</i>) | 31 |
| 4.3.5 Pengukuran ketebalan optimum lapisan imobilisasi | 33 |
| 4.3.6 Penentuan kurva kalibrasi liner respon BOD untuk keadaan sel khamir terimobilisasi | 36 |
| 4.3.7 Pengukuran kestabilan lapisan imobilisasi sebagai sensor BOD | 37 |
| 4.3.8 Pengukuran <i>reproducibility</i> elektroda <i>glassy</i> karbon termodifikasi nanopartikel emas tanpa kehadiran sel khamir dan dengan lapisan imobilisasi | 39 |
| 4.3.9 Penentuan <i>Limit Of Detection</i> (LOD) untuk keadaan terimobilisasi | 42 |
| 4.3.10 Pengujian kesetaraan pengukuran BOD metode konvensional dengan metode sensor kimia | 43 |
| 5. KESIMPULAN DAN SARAN | 45 |
| DAFTAR REFERENSI | 48 |
| LAMPIRAN | 49 |

DAFTAR GAMBAR

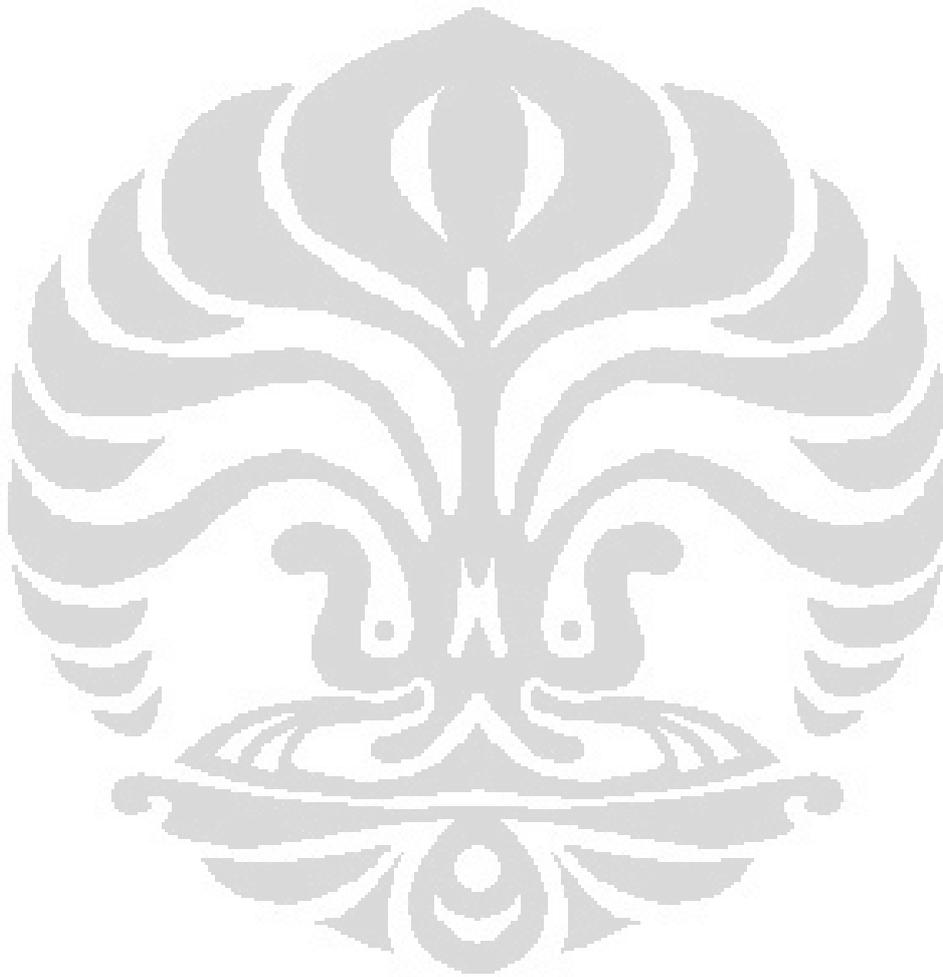
| | | |
|--------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Gambar 2.1. | Skema sensor kimia..... | 5 |
| Gambar 2.2. | Tipe peningkatan signal untuk <i>cyclic voltametry</i> | 7 |
| Gambar 2.3. | Puncak arus reduksi dan oksidasi tipe <i>cyclic voltamogram</i> | 8 |
| Gambar 2.4. | Amperometrik voltamogram glukosa oksidase dalam larutan..... | 9 |
| Gambar 2.5. | Instrumen potensiostat..... | 10 |
| Gambar 2.6. | Contoh spesies khamir..... | 12 |
| Gambar 2.7. | Struktur Nafion (perflourosulfonate ionomer membran)..... | 14 |
| Gambar 3.1 | Sel elektrokimia untuk sensor BOD | 17 |
| Gambar 4.1 | Kurva pertumbuhan Khamir <i>Candida fukuyamaensis</i> UICC Y-247..... | 23 |
| Gambar 4.2 | Larutan Agarose/KCl | 24 |
| Gambar 4.3 | Campuran imobilisasi khamir | 24 |
| Gambar 4.4 | Membran Nafion 50 mikron | 25 |
| Gambar 4.5 | Ilustrasi proses modifikasi transduser untuk sensor BOD..... | 26 |
| Gambar 4.6 | Amperogram waktu optimum pengukuran BOD..... | 27 |
| Gambar 4.7 | <i>Cyclic voltamogram</i> elektroda GC-NPAu dalam larutan glukosa 0,5 mM dengan variasi <i>scan rate</i> | 28 |
| Gambar 4.8 | Plot respon arus terhadap variasi <i>scan rate</i> pada larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 | 29 |
| Gambar 4.9 | Kurva respon khamir sebagai sensor BOD pada masa pertumbuhan | 30 |
| Gambar. 4.10 | Amperogram kalibrasi respon khamir keadaan sel bebas..... | 32 |
| Gambar.4.11 | Plot linieritas respon arus keadaan free cell terhadap nilai BOD.. | 32 |
| Gambar 4.12 | Amperogram respon arus terhadap ketebalan film imobilisasi.... | 34 |
| Gambar 4.13 | Plot respon arus terhadap ketebalan film | 35 |
| Gambar 4.14 | Amperogram respon arus terhadap variasi konsentrasi glukosa dalam buffer fosfat menggunakan film imobilisasi dengan ketebalan membran 1 mL camp.imobilisasi..... | 36 |
| Gambar 4.15 | Plot respon arus terhadap nilai BOD | 37 |
| Gambar 4.16 | Amperogram kestabilan respon arus dari lapisan imobilisasi dengan menggunakan membran..... | 38 |
| Gambar 4.17 | Plot respon arus kestabilan lapisan imobilisasi dengan membran menggunakan larutan glukosa 0,5 mM | 38 |
| Gambar 4.18 | Kurva % penurunan respon arus kestabilan lapisan imobilisasi larutan glukosa 0,5 mM terhadap waktu pengukuran..... | 39 |

| | | |
|-------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Gambar 4.19 | <i>Cyclic</i> voltamogram larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 (BOD 50 mg/L) untuk keadaan tanpa sel khamir..... | 40 |
| Gambar 4.20 | Plot respon arus larutan glukosa 0,5 mM (BOD 50 mg/L) terhadap jumlah pengukuran | 430 |
| Gambar 4.21 | <i>Cyclic</i> voltamogram larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 untuk lapisan imobilisasi..... | 41 |
| Gambar 4.22 | Plot respon arus larutan glukosa 0,5 mM (BOD 50 mg/L) terhadap jumlah pengukuran..... | 42 |
| Gambar 4.23 | Amperogram sampel sintetik glukosa..... | 44 |



DAFTAR TABEL

| | |
|--------------------------------------------------------|----|
| Tabel 4.1 Perbandingan kesetaraan nilai BOD(mg/L)..... | 44 |
|--------------------------------------------------------|----|



BAB 1

PENDAHULUAN

I.1. Latar belakang

Air merupakan sumber kehidupan yang keberadaannya diperlukan setiap makhluk hidup, sehingga air bersih dan terbebas dari kontaminasi limbah merupakan kebutuhan utama. Namun keadaan air bersih di alam sering sekali ditemukan jauh dari keadaan layak pakai, sudah penuh dengan kontaminasi atau disebut keadaan tercemar. Bahan pencemarnya pun beragam mulai dari logam berat akibat polusi dan limbah industri, juga sering dicemari dengan materi-materi organik seperti tumbuhan yang sudah mati, daun, rumput, dan sampah makanan serta senyawa-senyawa organik lain.

Biochemical oksigen demand (BOD) merupakan salah satu parameter pengukuran kualitas air berdasarkan banyaknya oksigen yang dikonsumsi oleh mikroorganisme untuk mendegradasi senyawa organik terlarut dalam air. Proses tersebut membutuhkan oksigen terlarut untuk dikonsumsi oleh mikroorganisme, sehingga mengganggu aktifitas organisme akuatik lain yang membutuhkan oksigen juga untuk hidup. Oleh karena itu dihitung sebagai salah satu parameter pencemaran.

Umumnya pengukuran BOD metode konvensional, menghabiskan waktu yang cukup lama yaitu 5 hari. Proses tersebut memiliki banyak kekurangan terutama sulit untuk mengontrol bioproses dan dikembangkan menjadi pengukuran insitu. Dengan adanya metode sensor kimia, pengukuran ini dapat dilakukan dengan cepat, praktis dan mudah digunakan. Dalam aspek elektrokimia, sensor pengukuran BOD dapat dianalisis sebagai sensor oksigen terlarut dalam air dengan memperhitungkan selisih dari kadar oksigen yang terlarut sebelum dikonsumsi oleh mikroba, dan setelah dikonsumsi.

Metode deteksi oksigen dengan sensor elektrokimia telah dikembangkan pertama kali oleh Clark pada tahun 1959, kemudian berkembang penggunaannya untuk mendeteksi glukosa, dan sampai pada metode sensor BOD atau disebut biosensor. Dengan metode ini telah dilaporkan dapat mempercepat proses pengukuran BOD yang awalnya didapat dalam waktu 5 hari, dapat disingkat

hingga 30 menit. Sistem ini dirancang dengan menggunakan elektroda kerja yang sensitif untuk mendeteksi oksigen seperti platina, emas, dan perak. (Wang, 2000)

Penggunaan materi yang memiliki dimensi nanometer telah banyak digunakan, juga dalam pengembangan elektroda (Al-Nakib, 2007). Dari penelitian sebelumnya telah dilaporkan bahwa emas dapat dibuat menjadi dimensi nanopartikel dan dapat dibuat monolayer di atas permukaan elektroda lain seperti *glassy carbon* (Wijaya, 2008). Modifikasi permukaan elektroda *glassy* karbon dengan nanopartikel logam menyajikan keuntungan dalam bidang sensor kimia karena dapat memfasilitasi transfer elektron antara permukaan elektroda karbon dengan analit. Metode modifikasi dilakukan dengan teknik *self assembly* yang merupakan teknik modifikasi untuk memfasilitasi ikatan kimia nanopartikel logam dengan elektroda karbon. melalui teknik *self-assembly* ini afinitas permukaan elektroda karbon terhadap nanopartikel logam akan meningkat karena adanya ikatan kovalen antara nanopartikel logam dengan permukaan elektroda karbon, dengan demikian kestabilannya pun akan meningkat. (Tribidasari et.al. 2008)

Untuk kepentingan sensor BOD, elektroda *glassy* karbon termodifikasi nanopartikel emas juga perlu ditambahkan materi yang dapat membantu proses penyerapan oksigen akibat aktifitas mikroorganisme. Materi yang digunakan seperti yang telah dilakukan oleh peneliti sebelumnya, dapat berupa lapisan tipis imobilisasi mikroorganisme, dengan tambahan sebuah membran untuk aktifitas difusi gas.

Umumnya setiap mikroorganisme membutuhkan oksigen untuk hidup, sehingga spesies jamur maupun bakteri dapat digunakan sebagai sensor. Namun jamur khususnya khamir merupakan jenis mikroba yang cenderung mudah dan aman untuk dipakai sebagai sensor, karena tidak bersifat patogen seperti kebanyakan bakteri. Serta mudah tumbuh (tidak memerlukan kondisi yang khusus untuk tumbuh). Khamir tersebut harus ditangani agar tepat sasaran dengan sistem sensor atau dekat dengan elektroda sensor, agar prosesnya dapat berlangsung dengan cepat. Untuk keperluan tersebut, maka dibutuhkan perlakuan awal imobilisasi khamir pada permukaan elektroda.

Imobilisasi merupakan suatu proses penjebakan mikroba untuk memperkecil pergerakannya yang didukung dengan adanya suatu media atau matriks yang sesuai dengan kondisi khamir yang telah memasuki pertumbuhan konstan. Untuk memudahkan penggunaannya dalam sistem mikroelektronik pada elektroda, proses imobilisasi ini kemudian dilakukan dengan teknik film tipis.

1.2 *State of the art*

Reinhard Renneberg et. al.(2000) dari Universitas Sains dan teknologi Hongkong, telah mempelajari bahwa pengukuran BOD dapat dilakukan dengan metode sensor elektrokimia melalui proses pengembangan transduser berupa design film tebal imobilisasi khamir yang dilekatkan pada permukaan elektroda pendeteksi oksigen dengan metode *screen print*. Sedangkan matriks imobilisasi yang digunakan dijelaskan pada penelitian yang dilakukan oleh Dandan chen, menunjukkan bahwa khamir dapat diimobilisasi pada suatu matriks gel, yang mengandung larutan buffer fosfat. Lapisan imobilisasi dibuat di atas membran yang mengandung polimer.

1.3 Perumusan masalah

Pada penelitian ini, akan dilakukan imobilisasi sel khamir pada suatu matriks tanpa mengganggu aktifitas biologisnya dan dibuat lapisan tipis di atas permukaan membran Nafion 50 mikron. Proses pembuatan lapisan tipis dilakukan dengan teknik evaporasi pada temperatur ruang dengan variasi ketebalan lapisan imobilisasi. Lapisan imobilisasi tersebut kemudian digunakan untuk modifikasi transduser dengan melekatkan pada elektroda kerja untuk mempelajari sistem sensor elektrokimia dalam pengukuran BOD. Hasil yang didapatkan kemudian dibandingkan dengan hasil dari metode standarnya atau metode konvensional.. Mikroorganismenya ini diperoleh dari laboratorium Mikrobiologi UICC Departemen Biologi, Universitas Indonesia.

1.4 Tujuan penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk memanfaatkan mikroba sebagai transduser dalam sistem sensor elektrokimia pengukuran BOD, dan melakukan proses

imobilisasi terlebih dahulu pada suatu matriks, dan kemudian dibuat lapisan tipis di atas membran Nafion 50 mikron. Mikroba yang digunakan mengkonsumsi oksigen dan dapat mendegradasi senyawa organik glukosa terlarut dalam air. Optimalisasi sel elektrokimia dilakukan dengan memvariasikan scan rate, ketebalan lapisan imobilisasi, dan kelinieritasnya terhadap berbagai konsentrasi glukosa yang digunakan. Mikroorganisme diperoleh dari laboratorium Mikrobiologi UICC (Universitas Indonesia Culture Collection) Departemen Biologi.

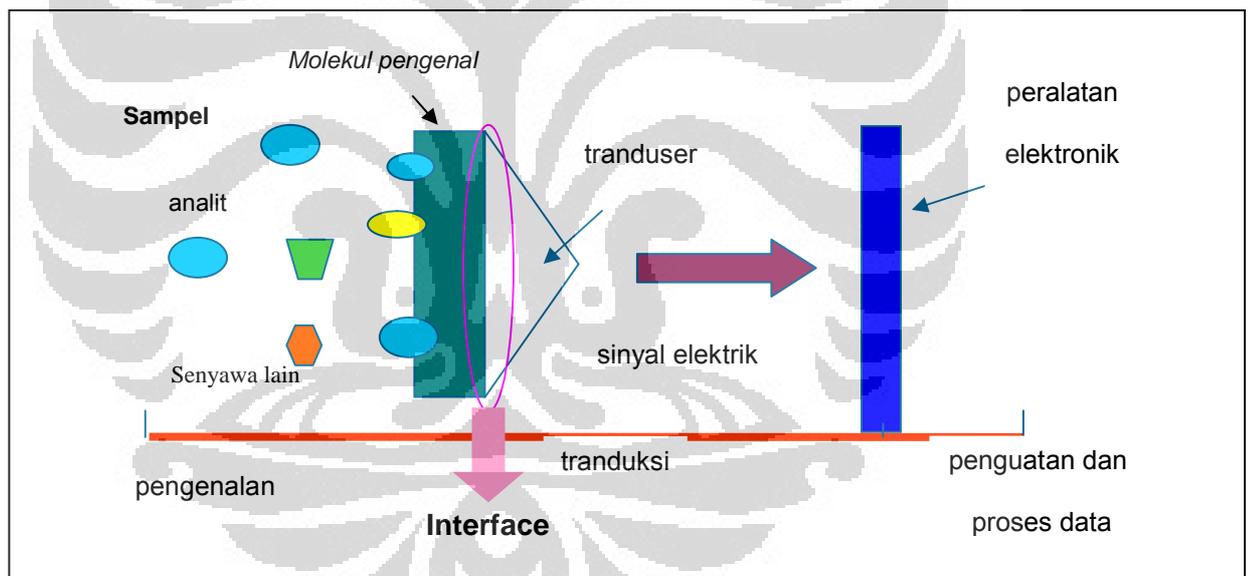
1.5 Hipotesis

1. Elektroda karbon termodifikasi dengan nanopartikel emas dapat digunakan sebagai sensor oksigen pada pengukuran BOD
2. Lapisan tipis khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 dapat dibuat film tipis pada membran Nafion 50 mikron dan berfungsi sebagai transduser untuk sensor BOD
3. Semakin tebal film imobilisasi maka akan meningkatkan efektifitas pertukaran elektron dalam sistem elektrokimia

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Sensor kimia

Sensor kimia merupakan instrumen analisis yang dilengkapi suatu molekul pengenal berupa material biologis atau senyawa kimia yang secara langsung diubah menjadi sinyal elektrik oleh suatu pengubah sinyal (*transducer*). *Transducer* adalah alat yang dapat mengubah proses pengenalan molekul pengenal terhadap suatu analit menjadi data elektrik. Hasil kerja alat itu dapat dibaca dan digunakan untuk mengidentifikasi jenis dan jumlah analit. Sinyal yang terbentuk selanjutnya dihubungkan dengan konsentrasi analit tersebut. Secara umum gambaran mengenai sensor kimia dapat dilihat pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 skema sensor kima

[Sumber : Lani Wijaya, 2008]

2.2 Elektrokimia

Sel elektrokimia dapat dihasilkan karena adanya gaya atau dorongan pada elektron untuk berpindah dari anoda ke arah katoda, dorongan ini disebut *electromotive force*(emf). Dorongan ini terjadi karena adanya perbedaan potensial listrik dari elektron pada kedua elektroda (anoda dan katoda) yang nantinya

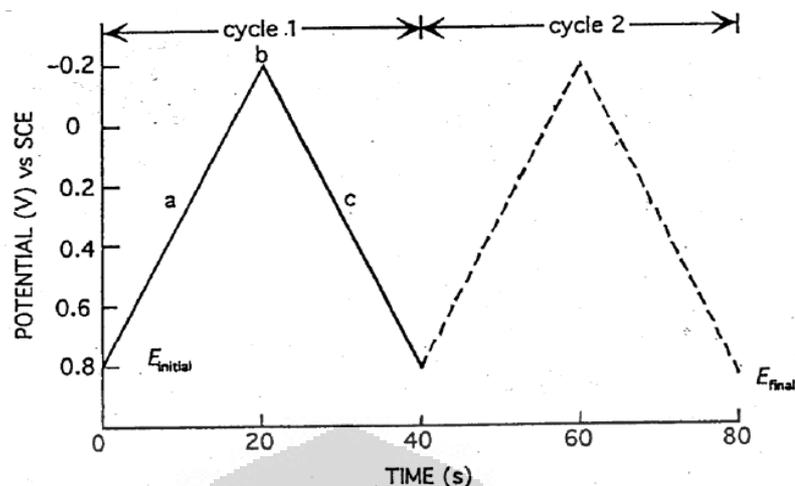
elektron akan berpindah dari elektroda yang energi potensial listriknya tinggi ke energi yang potensialnya rendah.

Kerja maksimum yang terjadi pada sel elektrokimia ini bergantung pada perbedaan potensial sel dan muatan dari sel elektrokimia itu. Perbedaan potensial sel ini bergantung pada jenis senyawa yang digunakan untuk membuat sel elektrokimia dan juga bergantung pada konsentrasi dari senyawa yang digunakan tersebut. Sedangkan perbedaan muatan hanya mempengaruhi kuantitas dari reaktan yang digunakan.

Secara umum ada tiga metode utama analisis menggunakan metode elektrokimia ini yaitu konduktometri, potensiometri, dan amperometri. Konduktometri mengukur perubahan hantaran yang timbul antara dua buah elektroda, sedangkan potensiometri mengukur perbedaan potensial antara sampel dengan pembanding, disini dilakukan monitor akumulasi muatan yang dihasilkan karena pengikatan selektif pada permukaan elektroda. Dan yang ketiga amperometri untuk mengukur arus yang dihasilkan dari reaksi redoks pada potensial tertentu.

2.3 *Cyclic Voltametry*

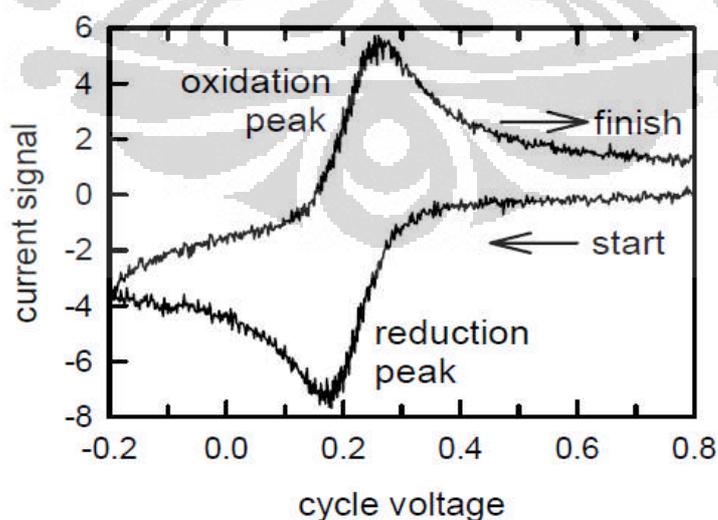
Cyclic voltametry merupakan teknik elektroanalisis yang cukup valid dan serba guna untuk mempelajari mekanisme proses reduksi dan oksidasi dalam suatu sel elektrokimia. Sistem ini memungkinkan untuk mendeteksi dengan cepat potensial yang dimiliki elektroda untuk keadaan reduksi dan oksidasi. Jika salah satu puncak telah terdeteksi, maka puncak pasangannya akan mudah dikarakterisasi berdasarkan potensial dari puncak pada voltamogram *cyclic* dan dari perubahan variasi *scan rate*. (Shippy 2007). Tipe peningkatan signal untuk *cyclic voltametry* dapat dilihat pada gambar 2.2.



Gambar 2.2 Tipe peningkatan signal untuk *cyclic voltametry*

[Sumber : Shippy 2007]

Cyclic voltametry sendiri merupakan metode yang sangat menarik untuk mempelajari berbagai konsep dalam elektrokimia. Sistem ini digambarkan sebagai teknik yang aktif dalam metode elektrokimia karena mengendalikan langsung reaksi elektrokimia dengan menggabungkan kimia ke dalam suatu rangkaian listrik kemudian mengontrol reaksinya dengan suatu parameter rangkaian listrik seperti voltase. (Academic Partnership grant from National Instruments, Inc.2004). Puncak arus reduksi dan oksidasi dari tipe *cyclic voltamogram* dapat dilihat pada gambar 2.3.



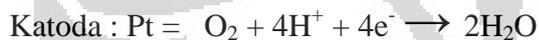
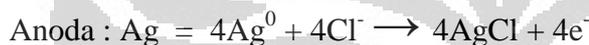
Gambar 2.3 Puncak arus reduksi dan oksidasi tipe *cyclic voltamogram*

[Sumber : Academic Partnership grant from National Instruments, Inc.2004]

2.4 Multi *Pulse* Amperometrik

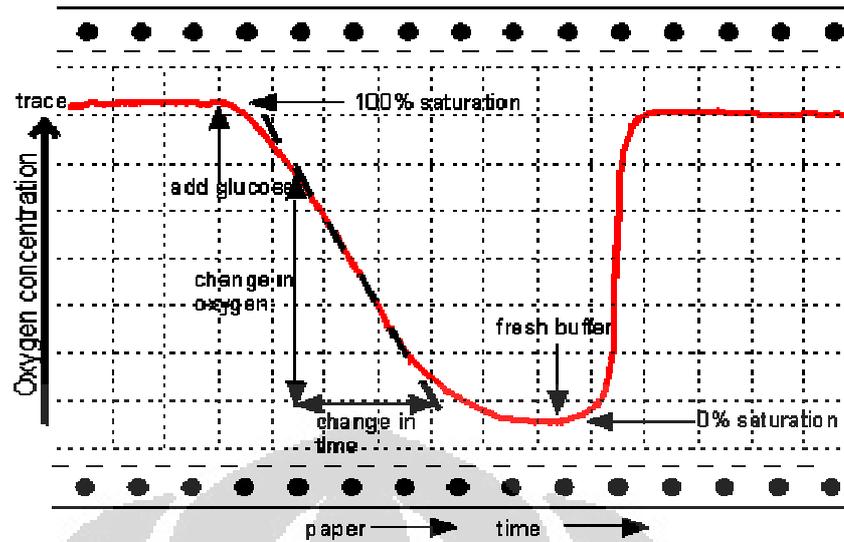
Amperometrik biosensor berfungsi saat potensial diberikan antara dua elektroda dan menghasilkan arus. Umumnya memiliki respon terhadap waktu, range yang dinamis dan sensitifitas yang sama dengan potensiometrik biosensor. Sistem sensor oksigen digunakan dengan respon yang bersal dari elektroda karbon modifikasi nanopartikel emas yang berperan sebagai katoda dimana merupakan tempat terjadinya reduksi oksigen dan Ag/AgCl sebagai elektroda pembanding serta dengan bantuan platina spiral sebagai elektroda *counter* yang berfungsi menangkap elektron. ([www.lsbu.ac.uk//Amperometric Biosensor](http://www.lsbu.ac.uk//Amperometric%20Biosensor))

Reaksi yang terjadi :



([www.lsbu.ac.uk//Amperometric Biosensor](http://www.lsbu.ac.uk//Amperometric%20Biosensor))

Proses reduksi oksigen yang efisien terjadi pada bagian permukaan katoda yang mengakibatkan konsentrasi oksigen berkurang hingga mendekati nol. Laju dari pengukuran reduksi oksigen ini sangat bergantung dari proses difusi oksigen ke larutan yang mana bergantung pada gradient konsentrasi dan konsentrasi oksigen, sehingga banyaknya oksigen terlarut tersebut dikonsumsi dalam sistem ini, Dalam sistem ini digunakan larutan glukosa sebagai sumber karbon untuk khamir, sehingga terjadi proses biologis khamir yang juga menggunakan oksigen untuk bernafas, dan terjadi proses transfer oksigen yang karena letak khamir dilekatkan dengan elektroda kerja, maka proses reduksi terdeteksi. ([www.lsbu.ac.uk//Amperometric Biosensor](http://www.lsbu.ac.uk//Amperometric%20Biosensor))



Gambar 2.4 amperometrik voltamogram glukosa oksidasi dalam larutan glukosa

[Sumber : [www.lsbu.ac.uk//Amperometric Biosensor](http://www.lsbu.ac.uk//Amperometric%20Biosensor)]

Elektroda pembanding adalah elektroda yang potensialnya dibuat konstan sehingga dapat digunakan sebagai pembanding terhadap perubahan yang terjadi pada elektroda kerja. Fungsi elektroda pembanding adalah sebagai penstabil beda potensial pada elektroda kerja dalam sel elektrokimia. Elektroda pembanding yang biasa digunakan adalah elektroda kalomel dan Ag/AgCl. Elektroda Ag/AgCl ini dapat dibuat dengan mudah melalui elektrolisis larutan klorida menggunakan anoda perak, sehingga membentuk lapisan elektrolit AgCl pada permukaan kawat perak. Instrumen yang digunakan dalam teknik MPA adalah potensiostat. Potensiostat merupakan alat elektronik yang mengontrol beda potensial antara elektroda kerja dan elektroda pembanding dalam suatu sel elektrokimia yang tersusun atas tiga elektroda yaitu elektroda kerja (*working electrode*), elektroda pembanding (*reference electrode*), dan elektroda pendukung (*counter electrode*).



Gambar 2.5 Instrumen potensiostat

Elektroda pendukung adalah elektroda yang berperan sebagai sumber atau tempat masuknya elektron sehingga arus dapat dilewatkan melalui sel. Elektroda pendukung yang biasa digunakan adalah platina (Pt) yang dapat berupa kawat lurus, kawat spiral, atau cakram (*disk*). Zat lain yang bersifat inert seperti karbon grafit pun dapat juga digunakan sebagai elektroda pendukung.

Elektroda kerja adalah elektroda tempat reaksi reduksi-oksidasi analit berlangsung. Elektroda ini umumnya terbuat dari logam, bahan semikonduktor, dan juga karbon. Elektroda logam yang sering digunakan adalah platina (Pt), emas (Au), dan perak (Ag). Sedangkan elektroda semikonduktor yang umum digunakan adalah Silikon (Si) dan Galium (Ga). Untuk elektroda karbon terdapat beberapa jenis, yaitu pasta, *glassy carbon*, dan juga *pyrolitic graphite*.

Dalam uji sensor BOD digunakan elektroda kerja *glassy* karbon termodifikasi nanopartikel emas (GC-NPAu). Nanopartikel yang terikat secara *self assembly* pada permukaan elektroda karbon bersifat lebih katalitik dibandingkan Au *bare*, dan dapat meningkatkan kestabilan dalam penggunaannya di sistem sensor, memberikan sinyal arus yang lebih baik dibandingkan *glassy* karbon *bare*.

Penggunaan elektrolit di dalam sel elektrokimia juga merupakan hal yang penting di samping elektroda. Elektrolit berfungsi sebagai medium penghantar dimana transfer muatan terjadi melalui pergerakan ion-ion elektrolit tersebut. Larutan elektrolit yang digunakan harus menghantarkan arus listrik dan tidak mengganggu reaksi kimia yang terjadi. Elektrolit dapat berupa larutan, garam,

Universitas Indonesia

atau padatan konduktor seperti natrium- β -alumina yang memiliki ion natrium yang dapat bergerak. Untuk menambah konduktivitas dari elektrolit kadang perlu ditambahkan suatu elektrolit pendukung seperti larutan garam anorganik, asam, atau basa.

2.5 BOD (*Biochemical Oxygen Demand*)

Mikroorganisme aerob dan anaerob fakultatif dalam air dapat mendekomposisi limbah organik seperti tumbuhan yang sudah mati, daun, rumput dan sampah makanan dengan menghancurkan atau mendegradasi menjadi senyawa yang lebih sederhana. Proses tersebut membutuhkan oksigen terlarut untuk dikonsumsi oleh mikroorganisme, sehingga mengganggu aktivitas organisme aquatic lain yang juga membutuhkan oksigen untuk hidup.

Biochemical oxygen demand (BOD) adalah salah satu parameter pengukuran pencemaran lingkungan. Nilai BOD menunjukkan jumlah oksigen dalam air yang dapat dikonsumsi oleh makhluk hidup. Pengukuran nilai BOD pada dasarnya dilakukan dengan memanfaatkan aktivitas biooksidasi dari mikroorganisme melalui pengukuran jumlah oksigen yang dikonsumsi oleh mikroorganisme. Metode pengukuran BOD yang baku dilakukan dengan cara membiarkan mikroorganisme berkembang biak dalam sistem yang diamati selama 5 hari pada saat pertumbuhannya di dalam air dianggap mencapai konstan dan mengukur konsentrasi oksigen yang digunakan selama jangka waktu tersebut. Oleh karenanya dibutuhkan waktu selama 5 hari untuk pengukuran BOD.

2.6 Khamir

Fungi merupakan mikroorganisme yang paling banyak dan tersebar. Terdapat lebih dari 250.000 spesies yang telah diidentifikasi dan terbagi menjadi khamir (organisme yang terdiri dari satu sel), kapang (organisme yang berfilamen) dan jamur (organisme yang berkumpul membentuk struktur makroskopik atau lendir). (Pelczar, 1986)

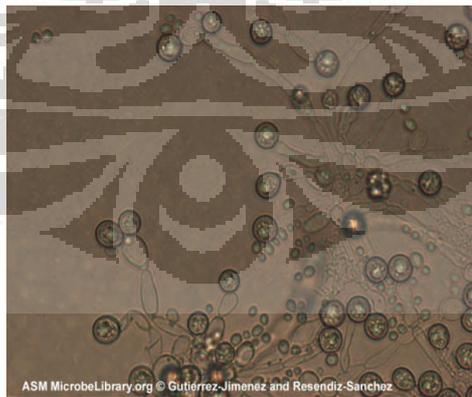
Fungi merupakan organisme yang heterotrof (menggunakan komponen organik sebagai sumber karbon), nonfototrof (tidak menggunakan sinar matahari sebagai sumber energi) dan absorptif (menyerap nutrisi dari larutan). Kebanyakan fungi merupakan saprofit (mendapatkan nutrisi dengan cara mendekomposisi

bahan organik yang sudah mati) tetapi beberapa diantaranya patogen terhadap tanaman dan hewan termasuk manusia. (Pelczar, 1986)

Khamir merupakan bentuk pertumbuhan dari mikroorganisme eukarotik yang berada dalam kingdom fungi. Khamir tergolong kelas ascomycetes karena membentuk askospora (spora bersel satu). Secara aseksual, genus khamir memperbanyak diri melalui pembelahan biner melintang dan bertunas. Khamir merupakan golongan fungi yang merupakan fakultatif anaerob atau dapat hidup dalam kondisi anaerob. Khamir ini bersel satu, kebanyakan berbentuk oval.

Taksonomi *Candida* adalah sebagai berikut:

| | |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Kingdom | : Fungi |
| Divisi | : Ascomycotina |
| Sub divisi | : Saccharomycotina |
| Kelas | : Saccharomycetes |
| Ordo | : Saccharomycetales |
| Famili | : Saccharomycetaceae |
| Genus | : <i>Candida</i> |
| Contoh Spesies | : <i>C.Fukuyamaensis</i> ; <i>C.Boidinii</i> ; <i>C.albican</i> ; <i>C.utilis</i> <i>C.parapsilosis</i> <i>C.Tropicalis</i> ; <i>C.krusei</i> ; <i>C.oleophila</i> |



Gambar 2.6 Contoh spesies khamir

[Sumber : ASM MicrobeLibrary.org]

2.6.1 *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247

Khamir ini ditumbuhkan pada suhu ruang dalam medium *Yeast Malt Agar* (YMA). Koloni berwarna putih agak krem, permukaan dan tekstur koloni licin, mengkilap seperti mentega, profil dan tepi koloni menggantung, dan lurus. Khamir ini dapat digunakan untuk mengetahui aktivitas biologisnya dalam air karena bersifat anaerob fakultatif yaitu dapat hidup dengan atau tanpa oksigen. Proses elektrokimia yang digunakan memanfaatkan khamir yang sudah memasuki fase pertumbuhan yang maksimum dan konstan.

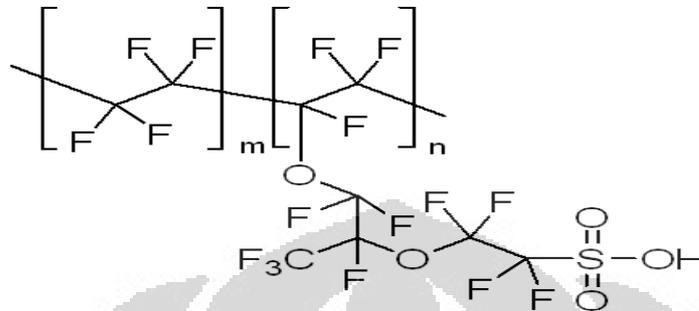
2.7 Immobilisasi khamir

Immobilisasi merupakan suatu proses penjebakan sel mikroorganisme dalam suatu matriks yang sesuai dengan tingkat pertumbuhan mikroorganisme. Dalam matriks tersebut diharapkan mikroorganisme tidak memerlukan waktu dan kondisi tambahan untuk mencapai pertumbuhan maksimal, sehingga digunakan mikroorganisme yang telah ditumbuhkan terlebih dahulu di media cairnya hingga mencapai fase stasionernya.

Matriks yang digunakan disesuaikan dengan komponen media pertumbuhan khamir yaitu agarose/KCl, dimana KCl ditambahkan untuk menambahkan efektifitas *ion exchange*. Untuk proses aplikasi dalam sel elektrokimia, maka diperlukan suatu lapisan tipis yang direkatkan pada transduser, namun perlu adanya suatu tambahan materi yang memudahkan perekatan tersebut seperti misalnya membran yang dapat melewatkan gas dan efektifitas tinggi sebagai *ion exchange*. Salah satu membran memiliki syarat tersebut adalah membran Nafion.

Membran Nafion (*PERFLUOROSULFONATE IONOMER MEMBRANES*) terbuat dari polimer yang memiliki kapasitas sebagai *ion exchange*. Perfluorinated polimer menghasilkan kestabilan kimiawi dan termal yang sama seperti yang dimiliki polimer Teflon. Membran ini merupakan lapisan polimer yang sangat tipis dan sangat berguna sebagai pemisah dalam berbagai macam aplikasi. Dalam sebuah tipe proses yang menggunakan membran, cairan mengandung satu atau lebih komponen akan berhubungan dengan salah satu sisi dari membran dan membran akan *permeable* hanya pada satu jenis komponen.

Komponen yang lebih disukai tersebut akan ditransfer melewati membran akibat pengaruh perbedaan konsentrasi, potensial listrik dan tekanan hidrostatik.(Du Pont, “General Information on Nafion Membran for electrolysis”).



Gambar 2.7 Struktur Nafion (perfluorosulfonate ionomer membran)

[Sumber : [www.warwick.ac.uk//Simon Or](http://www.warwick.ac.uk//Simon%20Or) Department of physics]

2.8 Sensor Elektrokimia sebagai pengukur BOD

Sensor elektrokimia dapat digunakan selama ada transfer elektron di dalam sistem. Sensor BOD yang dibuat menggunakan mikroorganisme yang diimobilisasikan ke dalam suatu matriks. Dengan mengkondisikan matriks tersebut sesuai dengan tingkat pertumbuhan mikroorganisme yang telah mencapai konstan, maka nilai BOD dapat diukur.

Pengukuran BOD dilakukan dengan mengukur jumlah transfer elektron yang diperoleh dari reaksi oksidasi NADH dengan oksigen di dalam mikroorganisme sebagai berikut.



Oksigen yang tidak digunakan oleh mikroorganisme dapat diukur menggunakan reaksi reduksi oksigen pada permukaan katoda. Pengukuran dilakukan dengan metode amperometrik. Kuat arus yang dihasilkan akan sebanding dengan jumlah oksigen yang terdapat dalam larutan dan nilai BOD dapat langsung terbaca.



BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1 Alat-alat yang digunakan

Pada penelitian ini alat-alat yang digunakan adalah alat-alat gelas seperti cawan petri, tabung reaksi, erlenmeyer, botol timbang, batang pengaduk, kaca preparat, labu ukur, pipet tetes dan pipet ukur, beaker glass, dan alat-alat besi seperti spatula, crucible tong, jarum ose, serta alat-alat seperti pipet mikro, sel elektrokimia yang terdiri dari, lempeng kuningan, platina spiral, tutup botol, penyangga yang terbuat dari skrub dan mur.

Selain itu juga digunakan alat-alat instrumen seperti autoklaf, inkubator shaker, oven, potensiostat, uv spectronic 20, laminar flow, alat timbang analitis, pH meter, alat sentrifuge.

3.2 Bahan – bahan yang digunakan

Bahan-bahan yang digunakan adalah, glukosa, yeast ekstrak, malt ekstrak, pepton, agar, KCl, K_2HPO_4 , KH_2PO_4 , aquademin, aquademin steril, kapas berlemak.

3.3 Mikroorganisme

Mikroorganisme yang digunakan pada penelitian ini adalah *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 yang didapatkan dari laboratorium mikrobiologi Departemen Biologi FMIPA UI. Jenis khamir ini diisolasi dari Taman Nasional Gunung Halimun, Jawa Barat

3.3 Prosedur kerja

3.3.1 sterilisasi alat

Alat-alat gelas yang akan digunakan untuk media pertumbuhan khamir dan yang digunakan untuk regenerasi khamir seperti, tabung reaksi, pipet, cawan petri, erlenmeyer, disterilisasi terlebih dahulu dalam oven 160⁰C 2 jam. Media untuk pertumbuhan khamir seperti YMA (*Yeast Malt Agar*), dan aquademin juga perlu dilakukan sterilisasi didalam autoklaf 121⁰C selama 15 menit.

3.3.2 Penyiapan inokulum

1. Dalam proses ini digunakan sel mikroba berupa ragi dari spesies *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 yang didapat dari Laboratorium Mikrobiologi UICC (Universitas Indonesia Culture Center)
2. Medium agar yang digunakan adalah *Yeast Malt Agar* (YMA) dengan komposisi glukosa 10 g/L, malt ekstrak 3g/L, yeast ekstrak 3g/L, pepton 5 g/L dan agar 15 g/L. Terlebih dahulu komponen dicampurkan dan dilarutkan dengan akuademin, kecuali glukosa, perlakuannya terpisah dengan komponen lain. Setelah larut kemudian dilakukan sterilisasi dalam autoklaf 121⁰C selama 15 menit. Setelah itu baru dicampurkan sesuai komposisi.
3. Kultur yang didapat, dimurnikan dengan metode cawan gores

Cawan petri yang telah digores, diinkubasi di dalam inkubator dengan suhu 30⁰C selama 2 hari. Setelah dua hari, secara aseptik biakan yang berasal dari sel tunggal diambil dan dipindahkan ke dalam agar miring yang telah disiapkan. Biakan dalam agar miring diinkubasi kembali selama 2 hari pada suhu 30⁰C untuk dilakukan fermentasi. Suspensi sel dibuat dengan cara menuangkan 9 mL akuades steril ke dalam agar miring berisi biakan hasil permunian sebelumnya. Jarum ose digoreskan secara aseptik ke dalam tabung reaksi dan suspensi yang didapat ditempatkan dalam erlenmeyer steril kemudian diaduk menggunakan vortex. Sebanyak 5 mL suspensi sel dimasukkan ke dalam

100 mL medium fermentasi steril kemudian diinkubasi pada suhu 30°C selama 2 hari dengan laju guncangan 110 rpm.

3.3.3 Penentuan kurva pertumbuhan

Sejumlah erlenmeyer disiapkan dan diurutkan sesuai dengan waktu pengamatan yaitu 0, 6, 12, 24, 30, 42, dan 48 jam. Masing-masing erlenmeyer diisi dengan 25 mL media fermentasi cair YMB(YMA tanpa agar) dan 1,25 mL suspensi sel. Fermentasi dilakukan menggunakan inkubator *shaker* pada suhu 30°C selama 2 hari dengan guncangan 110 rpm. Jumlah sel kemudian diamati sesuai dengan waktu yang ditentukan, dengan mengamati perubahan kekeruhan menggunakan alat UV *spectronic* 20 pada panjang gelombang 600 nm.

3.3.4 Imobilisasi Khamir

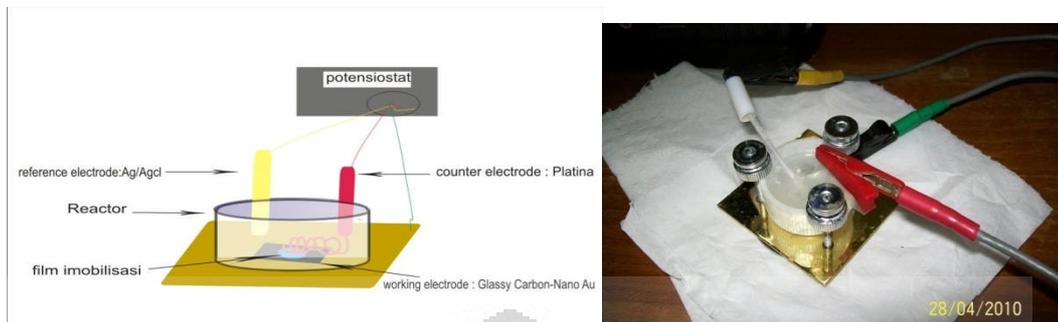
Suspensi khamir yang telah didapatkan dari proses fermentasi, kemudian dilakukan perlakuan imobilisasi dengan membuat biomembran dari 2% agarose dalam larutan buffer fosfat. Larutan agarose dipanaskan sampai mendidih kemudian didinginkan pada 36°C dan 2 mL suspensi khamir ditambahkan ke dalamnya. Hasil campuran kemudian disebarkan ke membran Nafion sampai mencapai ketebalan tertentu. Dua buah potongan kaca digunakan untuk meratakan lapisan. Ketebalan lapisan divariasikan dengan memvariasikan volume campuran sebanyak 0,25, 0,5, 0,75 dan 1 mL. Lapisan imobilisasi kemudian disimpan dalam larutan buffer fosfat untuk disimpan dalam temperatur ruang. Setiap kali akan dipakai, membran dipotong dan dilekatkan ke sel elektrokimia.

3.3.5 Pembuatan larutan buffer fosfat

Larutan buffer fosfat pH 7 dibuat dengan cara menimbang K_2HPO_4 sebanyak 0,4355 g dan KH_2PO_4 sebanyak 0,3402 g kemudian dilarutkan dengan akuademin dalam labu ukur 50 mL.

3.3.6 Aplikasi sebagai sensor BOD

3.3.6.1 perancangan sel elektrokimia



Gambar 3.1 sel elektrokimia untuk sensor BOD

Untuk pengukuran dengan potensiostat, dilakukan dengan mengukur 2 keadaan sel yaitu pada saat keadaan bebas (*free cell*) dan saat keadaan terimobilisasi.

3.3.6.2 Penentuan waktu optimum pengukuran BOD

Elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas kemudian diaplikasikan untuk sensor BOD dengan mendeteksi waktu optimum nilai BOD dapat dihitung. Dilakukan dengan menggunakan teknik *Multi Pulse Amperometry* (MPA) dengan memvariasikan waktu pengukuran selama 5 menit, 10 menit, 20 menit dan 30 menit, dengan potensial 450 mV terhadap Ag/AgCl.

3.3.6.3 Penentuan *scan rate* optimum

Untuk mengetahui adanya reaksi oksidasi dan reduksi dalam sistem digunakan teknik *cyclic voltametry* dengan kisaran potensial -1000 mV sampai 1000 mV terhadap Ag/AgCl. Kemudian divariasikan scan rate yang digunakan dari 20, 40, 80, 100, 200, 250 mV/s pada larutan uji glukosa dalam buffer fosfat dan menggunakan sel khamir bebas.

Keadaan reaksi kemudian dibandingkan pada saat keadaan 0 menit dan pada saat keadaan BOD telah terukur, yaitu setelah 30 menit.

3.3.6.4 Penentuan pengaruh jumlah sel khamir terhadap sensor BOD

Penentuan pengaruh jumlah sel khamir terhadap sistem sensor BOD dilakukan dengan mengamati respon sel khamir saat fermentasi pada waktu 0, 20 dan 30 jam. Dilakukan dengan menambahkan 2 mL suspensi pada masing-masing keadaan ke dalam campuran larutan glukosa konsentrasi 0,1 mM dalam buffer fosfat pH 7, menggunakan teknik *Multi Pulse Amperometry* (MPA) dengan potensial 450 mV dan waktu optimum setelah 30 menit.

3.3.6.5 Pengukuran kurva kalibrasi linier untuk keadaan sel khamir bebas (*free cell*)

Sel elektrokimia disiapkan dengan mencampurkan 2,9 mL larutan buffer pospat dan 0,1 mL larutan glukosa 4mM (untuk konsentrasi glukosa 0,1 mM) didalam kontainer. Larutan tersebut terlebih dahulu dibebaskan dari oksigen dengan menjenuhkan larutan dengan gas nitrogen selama 2 menit. Kemudian oksigen kembali dijenuhkan atau bubling oksigen hingga jenuh selama 2 menit. Setelah larutan siap, 2 mL suspensi khamir ditambahkan. Sistem elektrokimia diukur dengan menggunakan teknik *Multi Pulse Amperometrik* (MPA) pada potensial 450 mV terhadap Ag/AgCl dengan waktu optimum 30 menit. Konsentrasi glukosa divariasikan sampai konsentrasinya 0,5 mM.

3.3.6.6 Pengukuran ketebalan optimum lapisan imobilisasi

Lapisan imobilisasi dilekatkan pada permukaan elektroda kerja. Larutan yang digunakan adalah 3.5 mL larutan buffer fosfat pH 7 dan 0,5 mL larutan glukosa 4 mM (menggunakan konsentrasi glukosa yang memberikan respon maksimum). Larutan tersebut terlebih dahulu dibebaskan dari oksigen dengan menjenuhkan larutan dengan gas nitrogen selama 2 menit. Kemudian oksigen kembali dijenuhkan atau bubling oksigen hingga jenuh selama 2 menit. Sistem sensor dilakukan untuk ketebalan lapisan imobilisasi yang berbeda. Pengukuran

dilakukan dengan teknik MPA dengan potensial 450 mV terhadap Ag/AgCl dan waktu optimum 30 menit.

3.3.6.7 Pengukuran kurva kalibrasi linier untuk keadaan terimobilisasi

Lapisan imobilisasi dilekatkan pada permukaan elektroda kerja. Sel elektrokimia disiapkan dengan mencampurkan 2,9 mL larutan buffer pospat dan 0,1 mL larutan glukosa 4mM (untuk konsentrasi glukosa 0,1 mM) didalam kontainer. Larutan tersebut terlebih dahulu dibebaskan dari oksigen dengan menjenuhkan larutan dengan gas nitrogen selama 2 menit. Kemudian oksigen kembali dijenuhkan atau bubling oksigen hingga jenuh selama 2 menit. Sistem elektrokimia diukur dengan menggunakan teknik *Multi Pulse Amperometrik* (MPA) pada potensial 450 mV terhadap Ag/AgCl dengan waktu optimum 30 menit. Konsentrasi glukosa divariasikan sampai konsentrasinya 0,5 mM.

3.3.6.8 Pengukuran kestabilan lapisan tipis imobilisasi

Elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas yang telah dilapisi oleh lapisan tipis imobilisasi khamir dilakukan pengujian kestabilan secara elektrokimia dengan mengamati selama satu minggu dengan selang waktu pemakaian satu hari, menggunakan larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 dengan teknik *Multi Pulse Amperometry* (MPA) dengan potensial 450 mV terhadap Ag/AgCl dan waktu optimum 30 menit.

3.3.6.9 Pengukuran reproducibility elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas tanpa kehadiran sel khamir dan lapisan imobilisasi

Elektroda glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas di uji dalam larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 tanpa kehadiran sel khamir dan dengan menggunakan lapisan imobilisasi sebanyak lima belas kali dengan teknik *cyclic voltametry* pada kisaran potensial -1000 mV sampai 1000 mV dengan *scan rate* optimum 100 mV/s.

3.3.6.10 Penentuan *Limit Of Detection* (LOD) untuk keadaan terimobilisasi

Penentuan batas deteksi untuk elektroda kerja glassy karbon termodifikasi nanopartikel emas dan sudah terlapisi lapisan imobilisasi dilakukan menggunakan larutan glukosa dalam larutan buffer fosfat yang memberikan arus linier. Pengukuran dilakukan pengulangan sebanyak tiga kali pengulangan. Pengukuran dilakukan dengan teknik *Multi Pulse Amperometry* (MPA) pada potensial 450 mV terhadap Ag/AgCl dengan waktu optimum 30 menit.

3.3.6.11 Pengujian kesetaraan pengukuran BOD konvensional dengan metode sensor kimia

Pengujian perbandingan pengukuran nilai BOD konvensional dengan metode sensor kimia, dilakukan dengan menguji sampel dengan cara uji analisis BOD (dilakukan di laboratorium Pengujian Departemen Teknologi Industri Pertanian IPB) dan dengan sensor kimia, menggunakan teknik *Multi Pulse Amperometry* pada potensial 450 mV dengan waktu optimum 30 menit.

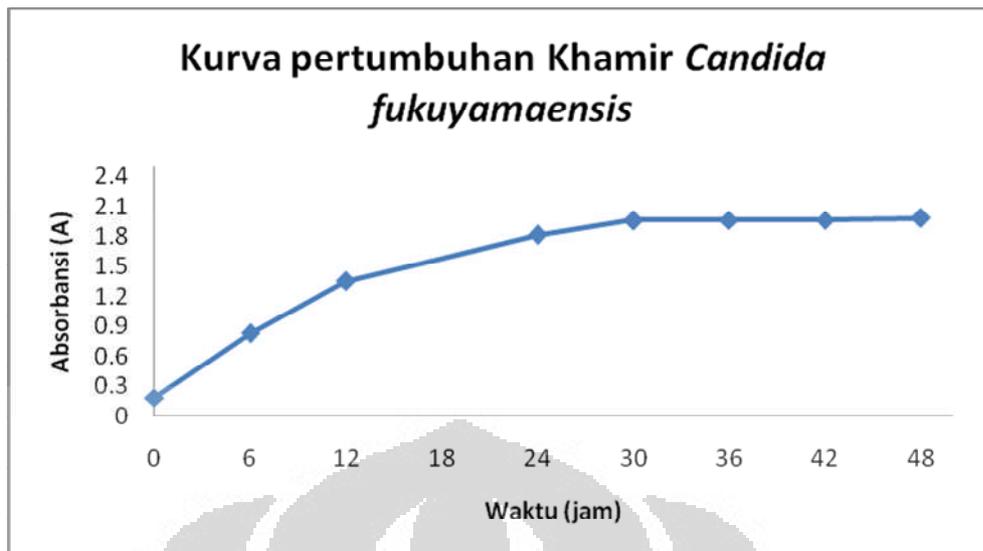
BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian ini bertujuan mengembangkan matriks Imobilisasi untuk mikroorganisme khamir spesies *Candida fukuyamaensis* UICC-Y247. Matriks tersebut dikembangkan dalam tujuan sebagai biomembran dalam sistem sel elektrokimia untuk pengujian sensor *Biocemical Oxygen Demand* (BOD). Dalam penelitian ini digunakan matriks agarose/KCl, dimana KCl ditambahkan untuk meningkatkan efektifitas pertukaran elektron dalam sistem elektrokimia, yang kemudian dilarutkan dengan larutan buffer fosfat pH 7. Matriks tersebut dibuat lapisan tipis dan dilapisi kembali dengan membran Nafion sebagai membran yang *permeable* terhadap gas sensor. Lapisan ini digunakan untuk melapisi elektroda kerja *glassy* karbon termodifikasi nanopartikel emas. Metode pengukuran BOD menggunakan sensor kimia diperlukan sebagai alternatif dari metode konvensionalnya. Hal tersebut bertujuan untuk mempersingkat waktu pengukuran, memberikan metode yang lebih mudah dilakukan, menggunakan sampel yang sedikit dan bahan kimia yang mudah didapat.

4.1 Pengamatan kurva pertumbuhan *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247

Mikroorganisme yang digunakan dalam penelitian ini dilakukan pengamatan kurva pertumbuhan maksimal, dengan menggunakan metode pengukuran *optical density*, seperti pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Kurva pertumbuhan Khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247

Kurva pertumbuhan yang dihasilkan, dapat diamati bahwa khamir memasuki fase lag pada waktu 0 sampai 6 jam, karena pada kondisi awal, khamir terlebih dahulu beradaptasi dengan lingkungan barunya dengan menggunakan sisa cadangan energi dari lingkungan sebelumnya akibat adanya perubahan lingkungan yang kaya nutrisi ke lingkungan yang minim nutrisi. Sedangkan untuk 12 sampai 24 jam, khamir memasuki fase logaritma, dimana sudah mulai beradaptasi dan terjadi peningkatan jumlah sel yang hidup. Pada waktu pertumbuhan khamir memasuki 30 jam, merupakan fase stasioner, dimana jumlah sel yang hidup sama dengan jumlah sel yang mati atau jumlah sel tetap dan cenderung tidak mengalami perubahan.

4.2 Imobilisasi lapisan khamir dengan matriks agarose/KCl

Suspensi sel yang berwarna putih agak krem terlebih dahulu dipisahkan dengan media cairnya dengan cara sentrifugasi, setelah memisah suspensi tersebut dicuci dengan larutan buffer fosfat pH 7 untuk menghilangkan sisa media cair, dan menyamakan kondisi larutan yang akan digunakan dalam sistem sensor. Sel khamir yang diperoleh pada proses inkubasi kemudian dilakukan imobilisasi pada matriks agarose/KCl dengan menambahkan sebanyak 2 mL suspensi ke dalam matriks agarose/KCl. Penambahan KCl sendiri berfungsi sebagai elektrolit yang

Universitas Indonesia

dapat meningkatkan efektifitas pertukaran elektron dalam sistem sensor kimia. Matriks agarose/KCl ditunjukkan pada Gambar 4.2



Gambar 4.2 Matriks Agarose/KCl

Matriks agarose dibuat dengan konsentrasi 2% dalam buffer fosfat pH 7. campuran tersebut dididihkan agar bercampur sempurna, kemudian didinginkan sampai suhu sekitar 36 °C, dan suspensi sel ditambahkan. Khamir jenis *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247 dapat bertahan hidup pada rentang suhu 25 °C sampai 40 °C (Chen, 2002). larutan yang terbentuk adalah gel berwarna putih agak krem seperti pada Gambar 4.5. Matriks yang berbentuk gel dapat mempermudah proses isolasi sel khamir dan mencegah dari serangan mikroba lain (Chen, 2002).



Gambar 4.3 Campuran imobilisasi khamir

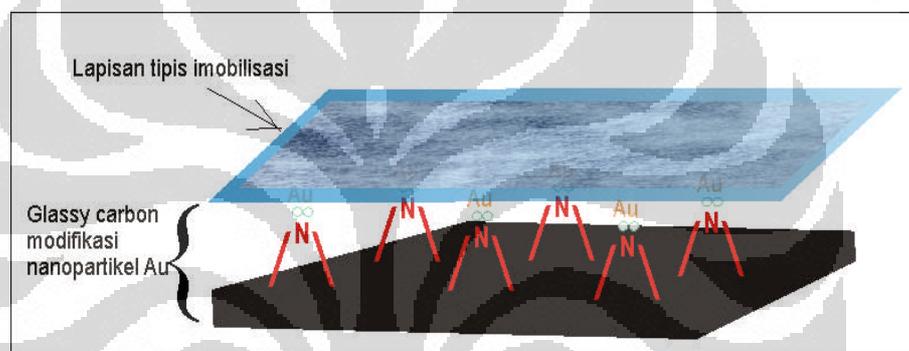
Sebagai sensor BOD, khamir harus mendapatkan suplai oksigen yang maksimum dari larutan, namun harus tetap dijaga agar matriks tidak terkontaminasi dengan larutan tersebut, atau dengan kata lain matriks yang digunakan harus dijaga agar tidak kontak langsung dengan larutan. Oleh karena itu diperlukan suatu tambahan lapisan membran yang dapat dengan baik memisahkan larutan dengan matriks, namun tetap efektif melewatkan gas oksigen dari larutan ke lingkungan matriks. Membran tersebut salah satunya adalah Nafion. Membran nafion dapat melewatkan gas oksigen karena sifatnya yang *permeable* dan efektif dalam memisahkan gas dengan larutan (Du Pont, “General Information on Nafion Membran for electrolysis”), sehingga mampu menjaga kontaminasinya dengan lapisan imobilisasi .



Gambar 4.4 membran Nafion 50 mikron

Lapisan imobilisasi dibuat dengan menyebarkan campuran imobilisasi diatas permukaan membran Nafion dengan memvariasikan volume campuran, yaitu 0,25 mL, 0,5 mL, 0,75 mL dan 1 mL dan disebar pada luas membran 3,5cm x 2,5cm. Variasi tersebut dilakukan untuk mengetahui sampai berapa ketebalan lapisan optimum untuk pengukuran sensor. efektifitas pemakaian membran Nafion dikarakterisasi secara elektrokimia dan dibandingkan responnya tanpa menggunakan membran.

Lapisan immobilisasi khamir dilekatkan pada elektroda kerja sebagai transduser untuk mendeteksi cepat reaksi pada sistem (Renneberg,2000). Hal tersebut untuk mendukung sensor oksigen dengan memperhitungkan konsentrasi oksigen yang berkurang dalam sistem akibat digunakan untuk mengoksidasi glukosa dalam larutan. Pelekatan lapisan pada permukaan elektroda dilakukan secara fisik. Lapisan immobilisasi yang telah siap pakai disimpan dalam larutan buffer fosfat pH 7, lapisan tersebut dipotong sebesar ukuran elektroda yaitu 1 cm x 1 cm, kemudian dilekatkan seperti pada Gambar 4.9.



Gambar 4.5 ilustrasi proses modifikasi transduser untuk sensor BOD

Pelekatan lapisan immobilisasi dilakukan secara fisik. Karakterisasi keefektifitasan penggunaan penggunaan membran nafion dapat diketahui pada pembahasan 4.3.5 pengukuran ketebalan lapisan optimum. Sistem sensor akan dilihat aktivitasnya terhadap senyawa organik glukosa dalam larutan buffer fosfat pH 7. Dimana larutan glukosa digunakan karena telah diketahui kesetaraan konsentrasi glukosa dengan nilai BOD yaitu, 1 mM konsentrasi glukosa setara dengan 100 mg/L BOD (Miller and Miller 1993) . Larutan glukosa juga merupakan larutan yang memberikan repon arus yang sangat signifikan dibandingkan dengan substrat organik lain (Wu, 1999), selain itu glukosa adalah jenis senyawa organik yang dikonsumsi oleh khamir jenis *Candida fukuyamaensis*. Larutan buffer fosfat digunakan dalam sistem sensor, agar terjadi keseimbangan pH selama pengukuran dimana mendukung proses aktivitas

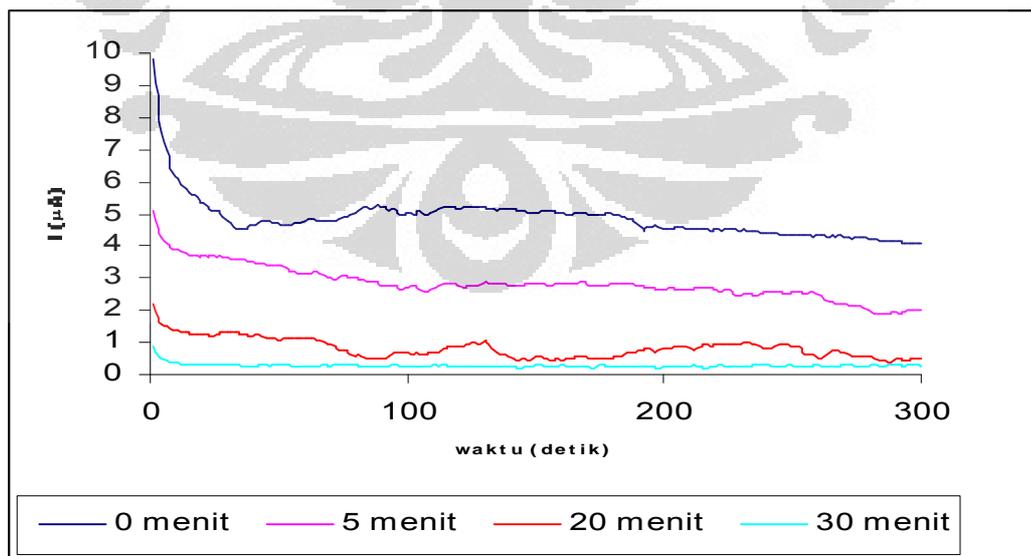
mikroorganismenya untuk tetap berlangsung sehingga pengukuran BOD dapat dilakukan.

4.3 Aplikasi sebagai sensor BOD

4.3.1 Penentuan waktu optimum sensor BOD

Setiap mikroorganismenya yang digunakan akan membutuhkan waktu untuk beradaptasi dengan lingkungan barunya (Riki,2008), seperti dalam sistem sensor ini, khamir tidak dapat langsung diukur nilai BODnya, tetapi membutuhkan waktu untuk aktivitasnya mengkonsumsi oksigen terlarut dari sistem. Oleh karena itu konsentrasi oksigen perlahan-lahan, seiring dengan waktu akan berkurang, sistem elektrokimia akan mendeteksi penurunan konsentrasi oksigen dalam larutan yang dihitung ekuivalen dengan besarnya glukosa dalam larutan yang teroksidasi (Wang, 2000).

Waktu optimum pengukuran BOD divariasikan saat 0, 5, 20, dan 30 menit sesudah sistem berjalan. Waktu 0 menit adalah saat khamir belum bereaksi, sedangkan waktu 5 menit adalah lama waktu khamir bereaksi dan beradaptasi dengan lingkungan, dan begitu seterusnya untuk waktu 20 dan 30 menit. Kurva yang dihasilkan terlihat pada Gambar 4.10

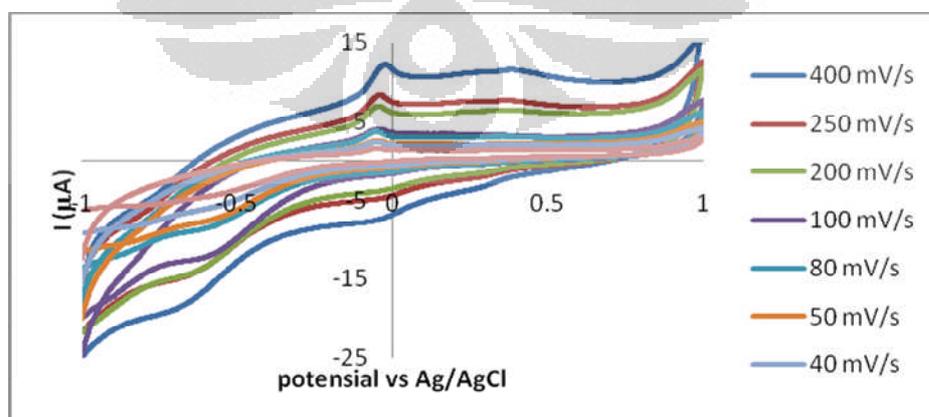


Gambar 4.6 Amperogram waktu optimum pengukuran BOD

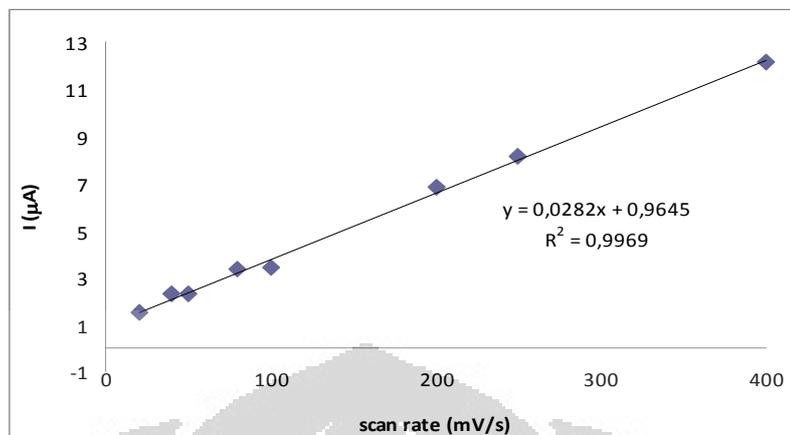
Amperogram yang dihasilkan, menunjukkan respon yang masih kurang baik, untuk waktu reaksi dari 0 sampai 20 menit, namun setelah memasuki waktu 30 menit respon arus menunjukkan amperogram yang baik. Hal tersebut ditunjukkan dari amperogram yang terbentuk untuk waktu 0 sampai 20 menit, tidak menunjukkan suatu keadaan penurunan konsentrasi analit, atau keadaan reaksi belum stabil, sedangkan ketika waktu telah mencapai 30 menit, didapatkan kurva yang stabil dan menunjukkan penurunan konsentrasi analit yang signifikan, sehingga kadar oksigen yang digunakan untuk mengoksidasi glukosa atau setara dengan nilai BOD dapat diukur pada waktu ini. Oleh karena itu, selanjutnya dalam setiap pengukuran aplikasi sistem dalam sensor BOD, nilai diambil saat reaksi dalam sistem sudah mencapai waktu 30 menit. Hal ini dilakukan agar nilai BOD yang dihasilkan optimum dan pada waktu ini khamir telah optimum menggunakan oksigen untuk mendegradasi senyawa organik dalam larutan.

4.3.2 Penentuan scan rate optimum

Penentuan *scan rate* optimum dilakukan dengan memvariasikan *scan rate* 20, 40, 50, 80, 100, 200, 250 mV/s. Kondisi pengukuran menggunakan teknik *cyclic voltametry* untuk mengetahui potensial oksidasi dan reduksi dalam sistem. Dengan menggunakan konsentrasi glukosa 0,5 mM dalam larutan buffer fosfat pH 7.



Gambar 4.7 *Cyclic voltamogram* elektroda GC-NPAu dalam larutan glukosa 0,5 mM dengan variasi *scan rate*



Gambar 4.8 Plot respon arus terhadap variasi *scan rate* pada larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7

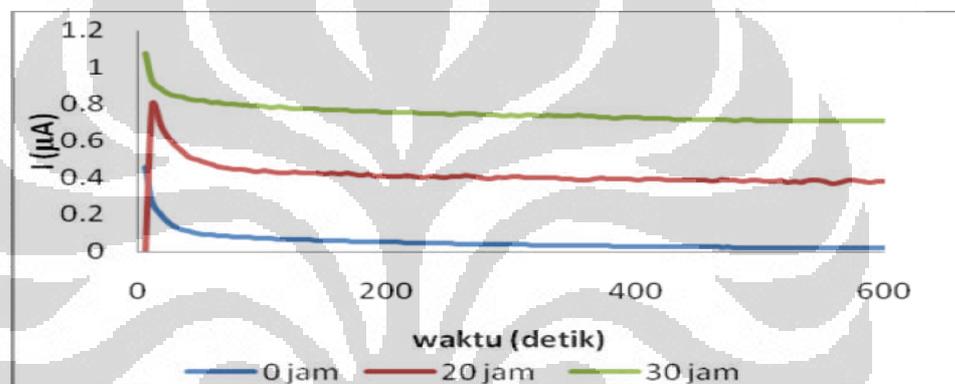
Gambar diatas menunjukkan bahwa semakin besarnya *scan rate* yang digunakan, arus yang dihasilkan akan semakin besar pula. Hal tersebut dikarenakan *scan rate* dapat meningkatkan ketebalan difusi. Pada *scan rate* yang lebih besar, proses difusi akan berjalan semakin baik, dan lapisan difusi terbut akan semakin dekat dengan elektroda kerja, sehingga proses transfer elektron akan semakin besar dan efektif. Keadaan sebaliknya menunjukkan semakin kecilnya *scan rate* maka menyebabkan proses difusi berjalan lambat dan lapisan difusi akan semakin jauh dengan elektroda kerja, sehingga transfer elektron akan berkurang. (Liang, 2006)

Kenaikan arus yang linier ditunjukkan dari Gambar 4.8 yang memiliki nilai $R^2 = 0,9969$. *Cyclic voltamogram* variasi *scan rate* menunjukkan bahwa semakin besar *scan rate* yang digunakan maka potensial yang diperlukan semakin positif untuk melakukan reaksi oksidasi dan reduksi, hal tersebut terjadi akibat adanya pengaruh dari proses pembacaan reaksi dalam sistem yang terlalu cepat yang tidak diimbangi dengan laju kinetika transfer elektron. *Scan rate* yang terlalu cepat akan mengakibatkan proses oksidasi analit tidak sempurna akibat proses pembacaan yang terlalu cepat, namun *scan rate* yang terlalu lambat juga menyebabkan timbulnya reaksi lain dalam matriks (Wijaya,2008), sehingga dapat disimpulkan,

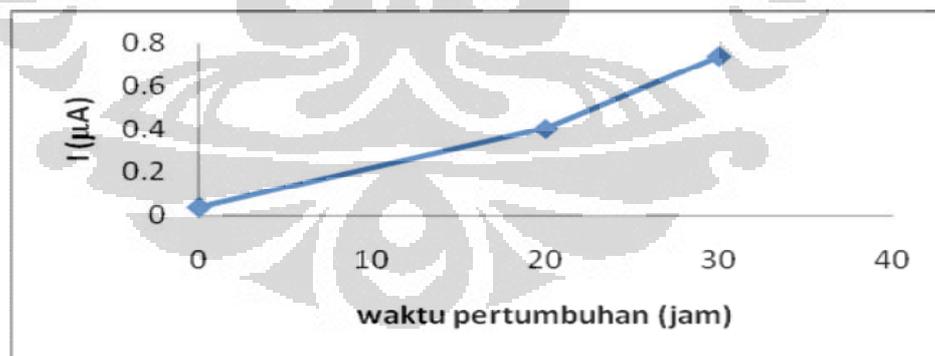
scan rate yang tidak memerlukan potensial yang terlalu positif untuk reaksi oksidasi dan reduksi, juga dapat mengurangi gangguan timbulnya reaksi lain dalam matriks adalah *scan rate* 100 mV/s.

4.3.3 Pengaruh jumlah sel khamir terhadap sensor BOD

Khamir yang ditumbuhkan pada media fermentasi secara elektrokimia dikarakterisasi saat pertumbuhannya memasuki waktu 0, 20 dan 30 jam. Didapatkan hasil seperti pada Gambar 4.9



(a)



(b)

Keterangan (a) Amperogram respon arus terhadap waktu pengukuran

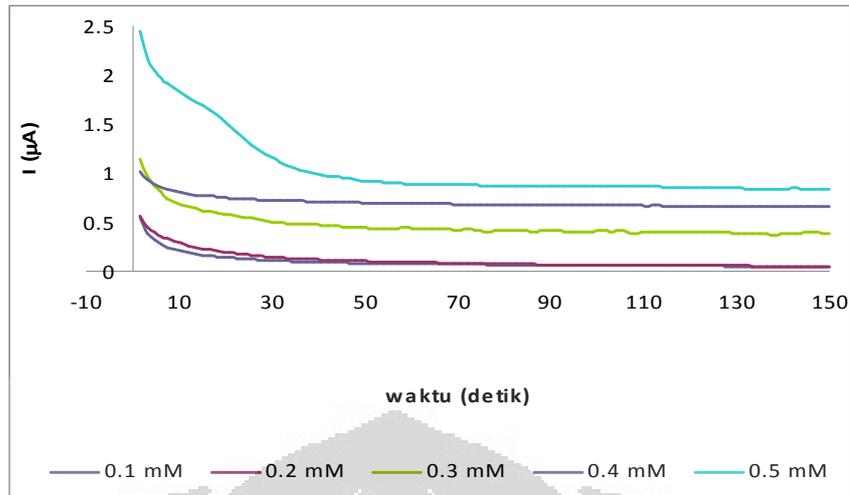
(b) Plot respon arus terhadap waktu pertumbuhan khamir

Gambar 4.9 Kurva respon khamir sebagai sensor BOD pada masa pertumbuhan

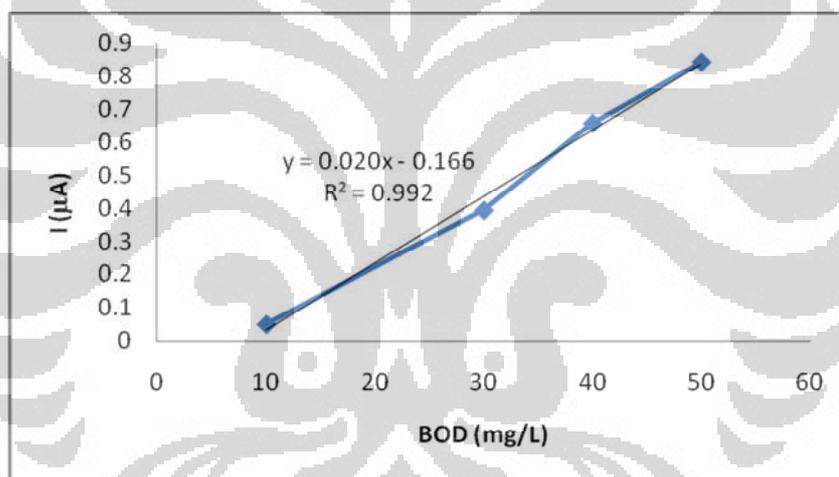
Kurva yang dihasilkan menunjukkan semakin lama waktu fermentasi maka respon khamir sebagai sensor semakin meningkat. Hal tersebut disebabkan ada peningkatan jumlah sel khamir yang signifikan dari waktu fermentasi 0 sampai 30 jam dan bertambah pula jumlah sel khamir efektif yang dapat bekerja dalam sistem sensor tersebut. Namun untuk waktu fermentasi setelah 30 jam tidak diperhitungkan, karena telah dijelaskan sebelumnya bahwa pertumbuhan khamir setelah memasuki 30 jam sudah memasuki fase stasioner, sehingga tidak akan ada peningkatan jumlah sel dan begitu juga dengan respon sensor yang dihasilkan. Dari hasil ini, maka selanjutnya suspensi khamir yang akan digunakan sebagai sensor, akan diambil saat fermentasi atau pertumbuhannya memasuki waktu 30 jam.

4.3.4 Pengukuran kurva kalibrasi linier untuk keadaan sel khamir bebas (*free cell*)

Keadaan *free cell* merupakan keadaan dimana sel khamir belum terimobilisasi, keadaan tersebut dikarakterisasi secara elektrokimia untuk mengetahui kondisi sebenarnya aktivitas konsumsi oksigen oleh khamir dari jenis *Candida fukuyamaensis*. Proses ini memvariasikan konsentrasi glukosa dari 0,1 mM, 0,2 mM, 0,3 mM, 0,4 mM dan 0,5 mM glukosa dalam buffer fosfat pH 7. nilai konsentrasi glukosa tersebut akan setara dengan nilai BOD 10 mg/L, 20 mg/L, 30 mg/L, 40 mg/L, dan 50mg/L berdasarkan standar Miller and Miller 1993. Kurva linier akan mengalurkan besar arus yang dihasilkan dengan nilai BOD dari larutan yang digunakan. Seperti pada Gambar 4.10 dan Gambar 4.11.



Gambar. 4.10 Amperogram kalibrasi respon khamir keadaan sel bebas



(b)

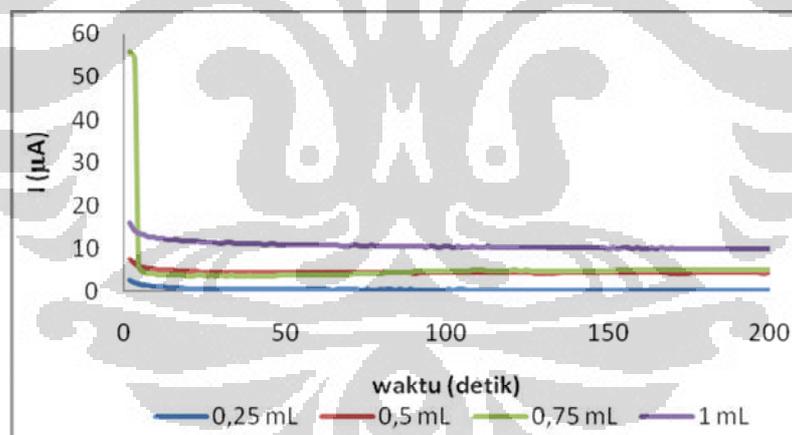
Gambar.4.11 Plot linieritas respon arus keadaan *free cell* terhadap nilai BOD

Keadaan sel khamir bebas menunjukkan aktivitas yang saat baik sebagai sensor BOD terlihat dari kurva linier yang dihasilkan memiliki nilai regresi $R^2 = 0,992$. Keadaan ini didukung karena aktivitas respirasi dari mikroba khamir yang digunakan tidak terhalangi oleh matriks, dan dengan kondisi yang jenuh dengan oksigen, maka sel khamir pun akan dengan cepat dan sangat baik mengkonsumsi oksigen tersebut, sehingga berkurangnya konsentrasi oksigen dapat langsung

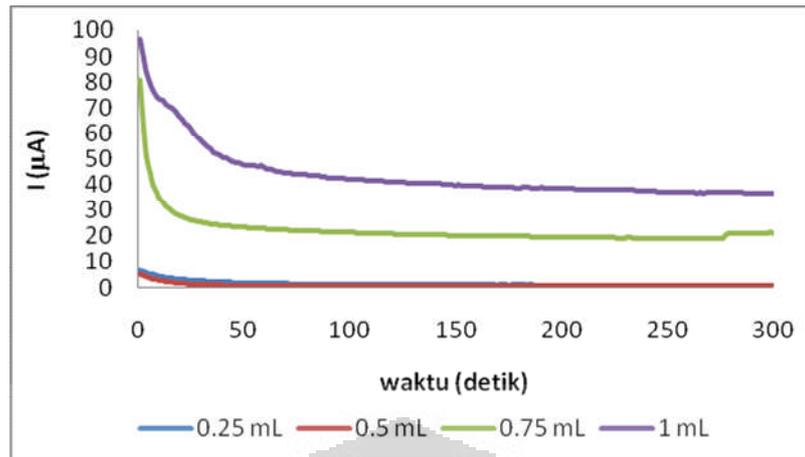
terlihat perbedaannya secara signifikan dan menempuh waktu yang relatif lebih cepat. Pada respon arus untuk nilai BOD 10 mg/L menunjukkan perbedaan yang kecil dengan arus yang dihasilkan pada nilai BOD 20 mg/L, sehingga kurva linier dibuat dialurkan untuk range nilai BOD 10 mg/L sampai 50 mg/L. Sistem sensor ini dapat selanjutnya digunakan untuk mengukur BOD dengan menggunakan sel khamir yang terimobilisasi.

4.3.5 Pengukuran ketebalan optimum lapisan imobilisasi

Ketebalan lapisan imobilisasi divariasikan untuk mengetahui ketebalan optimum yang menghasilkan transfer elektron maksimum. Dilakukan dengan menggunakan konsentrasi glukosa 0,5 mM atau setara dengan 50 mg/L BOD, karena dengan konsentrasi tersebut menghasilkan respon arus yang maksimum (dilihat dari hasil kalibrasi linier keadaan *free cell*). Lapisan imobilisasi yang digunakan dilihat perbandingannya antara yang menggunakan membran dan tanpa membran.



(a)

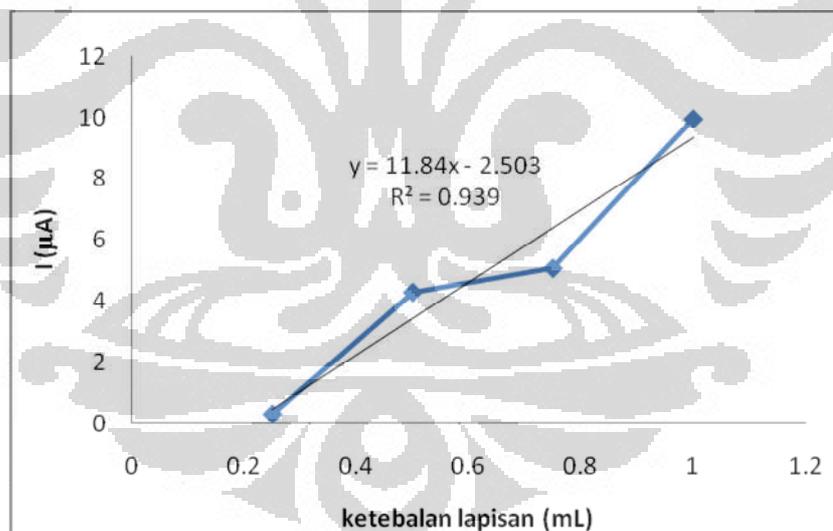


(b)

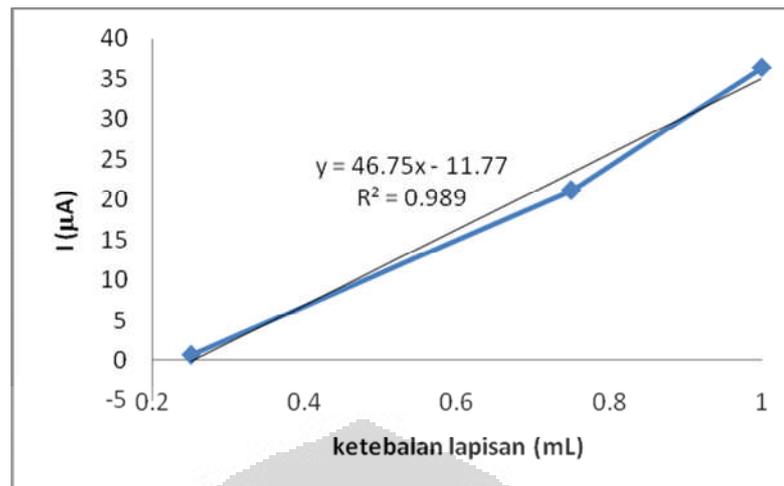
Keterangan (a) tanpa membran

(b) dengan membran Nafion

Gambar 4.12 Amperogram respon arus terhadap ketebalan film immobilisasi.



(a)



(b)

Keterangan (a) : tanpa membran

(b) : dengan membran Nafion

Gambar 4.13 Plot respon arus terhadap ketebalan film

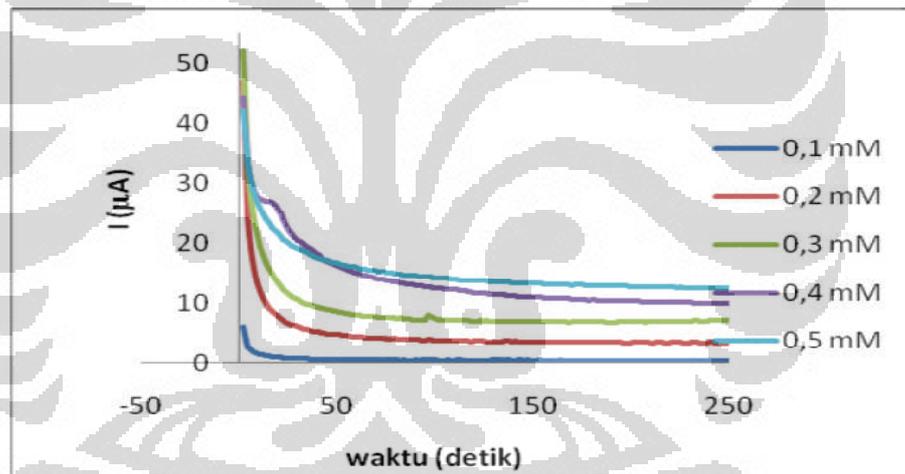
Gambar 4.12 dan 4.13 menunjukkan perbedaan efektifitas dari penggunaan membran nafion dalam sistem. Terlihat dari plot linieritas R^2 yang lebih besar untuk keadaan lapisan terimobilisasi dengan menggunakan membran nafion yaitu 0,989 sedangkan untuk keadaan lapisan tanpa membran memiliki nilai $R^2=0,939$. Aktivitas tersebut didukung oleh sifat membran nafion yang sensitif terhadap suatu komponen tertentu dalam sistem terutama oksigen (Du Pont, “General Information on Nafion Membran for electrolysis”). Dengan adanya membran nafion, maka khamir terlindungi dari serangan mikroba lain, dan respon yang dihasilkan, meminimalisir efek gangguan respon dari mikroba lain, sehingga signal yang dihasilkan lebih baik dengan R^2 yang lebih besar. Dalam hal ini diabaikan banyaknya jumlah sel khamir yang digunakan karena, diberikan jumlah yang tetap dan sama terhadap tiap pengukuran yaitu sebanyak 2 mL suspensi sel, sehingga peningkatan signal berasal dari penambahan ekstra difusi membran dalam sistem (Renneberg, 2000).

Gambar tersebut juga memberikan informasi bahwa semakin tebalnya lapisan imobilisasi yang digunakan maka akan semakin besar pula arus yang

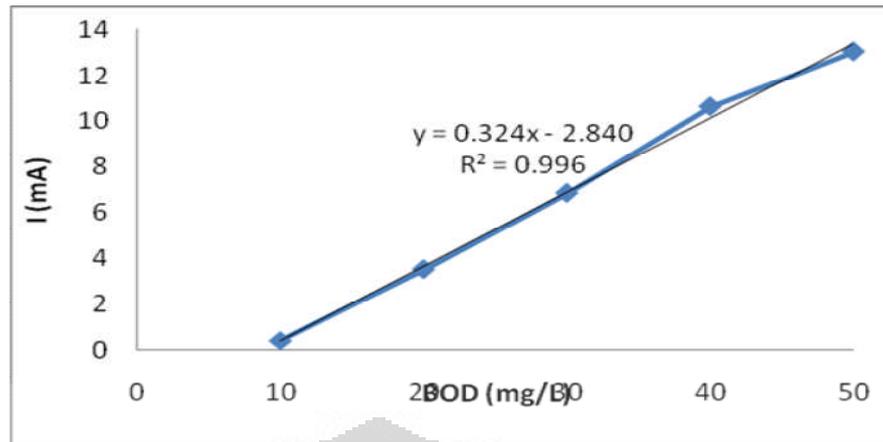
dihasilkan. Hal ini didukung karena semakin tebalnya lapisan imobilisasi maka akan bertambahnya jumlah sel khamir yang efektif yang dapat digunakan untuk sensor.

4.3.6 Penentuan kurva kalibrasi linier respon BOD untuk keadaan sel khamir terimobilisasi

Keadaan terimobilisasi perlu dilakukan sebuah kalibrasi untuk mengetahui sejauh mana keefektivitasan sistem transduser yang dibuat. Perlakuan kalibrasi linier sama dengan keadaan saat sel khamir bebas yaitu dengan menggunakan potensial 450 mV, variasi konsentrasi glukosa 0,1, 0,2, 0,3, 0,4, 0,5 mM setara dengan nilai BOD sebesar 10, 20, 30, 40, 50mg/L tiap pengukuran diulang sebanyak tiga kali.



Gambar 4.14 Amperogram respon arus terhadap variasi konsentrasi glukosa dalam buffer fosfat menggunakan film imobilisasi dengan ketebalan membran 1 mL camp.imobilisasi

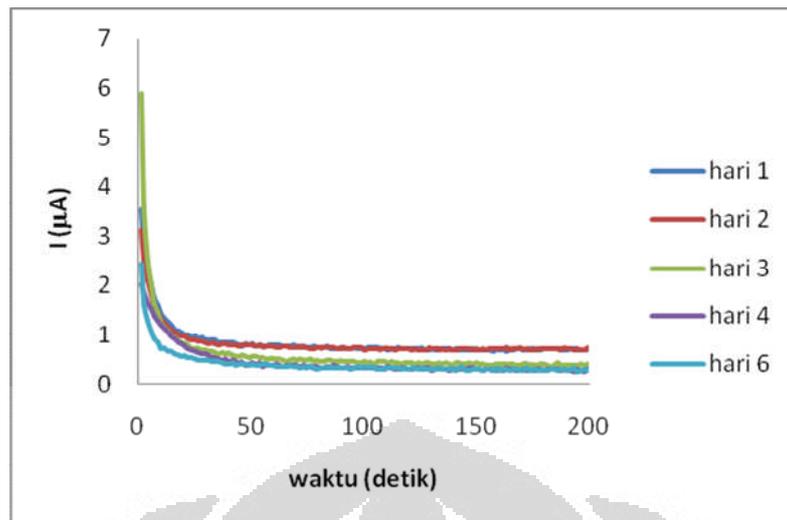


Gambar 4.15 Plot respon arus terhadap nilai BOD

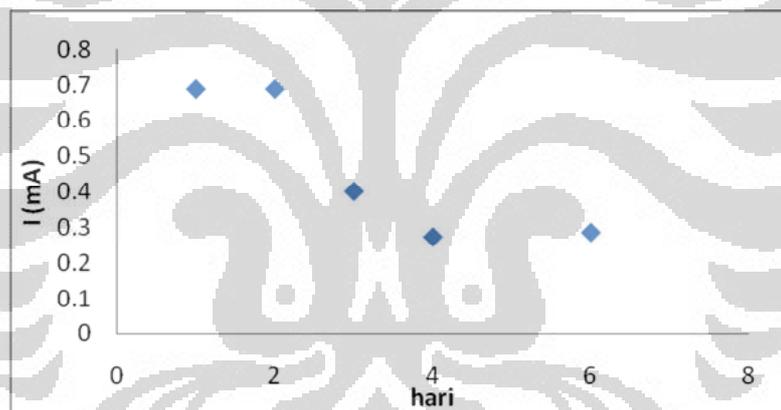
Gambar di atas menunjukkan arus yang dihasilkan meningkat seiring dengan bertambahnya nilai konsentrasi glukosa yang didapatkan atau nilai BOD dari larutan. Hal ini dikarenakan semakin bertambahnya konsentrasi glukosa yang digunakan, maka akan semakin banyak analit yang teroksidasi oleh oksigen yang tersisa dalam larutan setelah dikonsumsi oleh khamir. Linieritas dari sistem transduser modifikasi lapisan imobilisasi menunjukkan aktivitas yang baik dengan nilai R^2 yang dihasilkan sebesar 0,996. Sehingga dapat disimpulkan bahwa sistem sensor ini memberikan respon yang baik untuk pengukuran nilai BOD mulai dari range 10 mg/L sampai 50 mg/L.

4.3.7 Pengukuran kestabilan lapisan imobilisasi sebagai sensor BOD

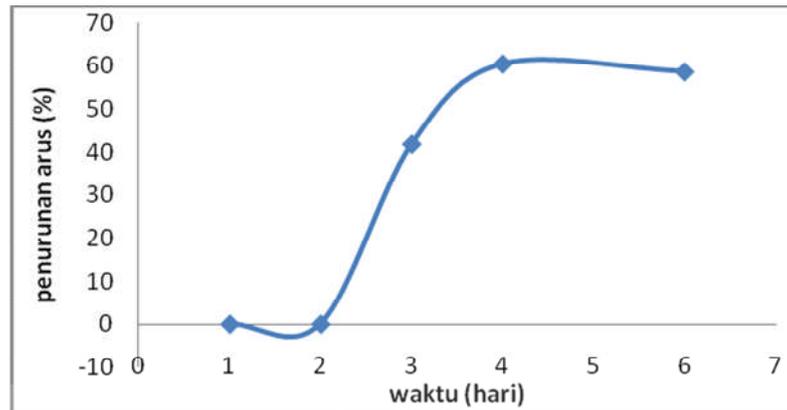
Pengamatan kestabilan lapisan imobilisasi diperlukan untuk mengetahui sampai berapa lama lapisan tersebut dapat digunakan untuk sensor, dengan cara mengukur lapisan yang sama selama 5 hari. Dengan menggunakan teknik MPA dan potensial oksidasi 450 mV, waktu optimum pengukuran selama 30 menit. Selama tidak digunakan elektroda GC-NPAu disimpan dalam akudemin, sedangkan lapisan imobilisasi disimpan dalam larutan buffer fosfat pH 7.



Gambar 4.16 Amperogram kestabilan respon arus dari lapisan imobilisasi dengan menggunakan membran



Gambar 4.17 Plot respon arus kestabilan lapisan imobilisasi dengan membran menggunakan larutan glukosa 0,5 mM



Gambar 4.18 Kurva % penurunan respon arus kestabilan lapisan imobilisasi larutan glukosa 0,5 mM terhadap waktu pengukuran

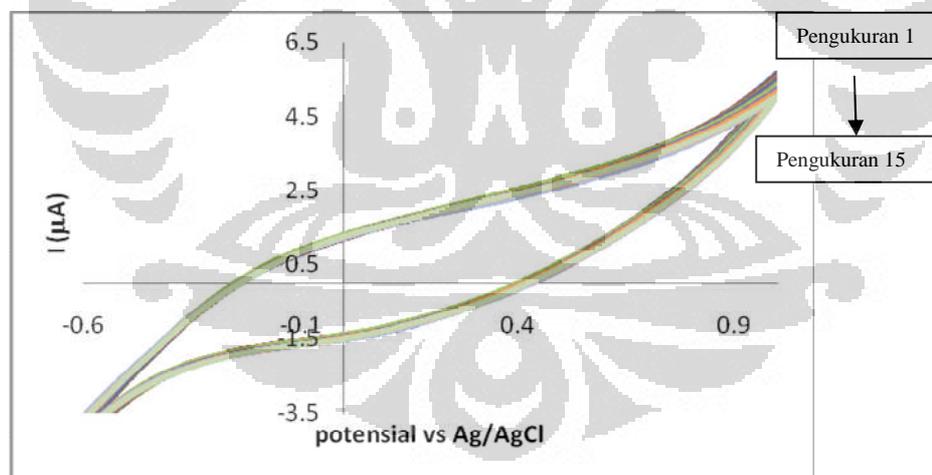
Gambar 4.18 di atas menjelaskan, bahwa kestabilan lapisan imobilisasi semakin berkurang setiap harinya. Hal ini disebabkan karena seiring dengan berjalannya waktu dalam hitungan hari, maka jumlah sel khamir aktif dalam lapisan imobilisasi akan berkurang (Wu,1999), bertambahnya jumlah sel yang mati akibat dari keadaan yang minim dengan nutrisi. Penurunan arus juga disebabkan aktivitas elektroda kerja dalam hal ini *glassy* karbon yang permukaannya bersifat *porous* (berpori) memungkinkan oksigen terjebak dalam porinya dan menutup sisi aktif (Wijaya, 2008) sehingga respon arus yang diberikan tidak sebaik seperti pada pemakaian pertama. Nanopartikel emas yang terdapat pada *glassy* karbon, setiap harinya dapat teroksidasi, sehingga aktivitas katalitiknya untuk mengoksidasi glukosa juga menurun. Terjadi penurunan arus terbesar pada hari ke 3, dimana persen penurunan arus senilai 41,81824%.

4.3.8 Pengukuran reproducibility elektroda *glassy* karbon termodifikasi nanopartikel emas tanpa kehadiran sel khamir dan dengan lapisan imobilisasi

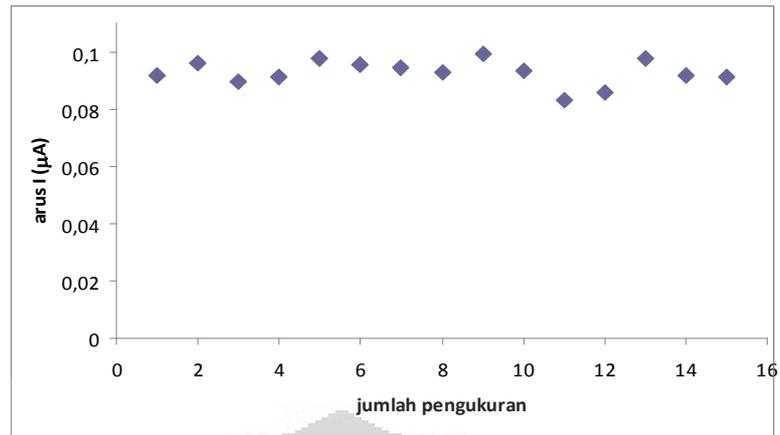
Penentuan *reproducibility* dilakukan melakukan pengulangan pengukuran sebanyak 15 kali pada larutan glukosa dengan konsentrasi 0,5 mM atau setara dengan BOD 50 mg/L dalam buffer fosfat pH 7. Menggunakan teknik *Cyclic*

voltametry terhadap potensial Ag/AgCl. Gambar 4.19 merupakan *cyclic voltamogram* dari *reproducibility* elektroda tanpa kehadiran sel khamir, sedangkan Gambar 4.20 menunjukkan presisi data yang dihasilkan selama 15 kali pengukuran. Gambar 4.21 menunjukkan *cyclic voltamogram* dan Gambar 4.22 adalah presisi data untuk keadaan menggunakan lapisan imobilisasi.

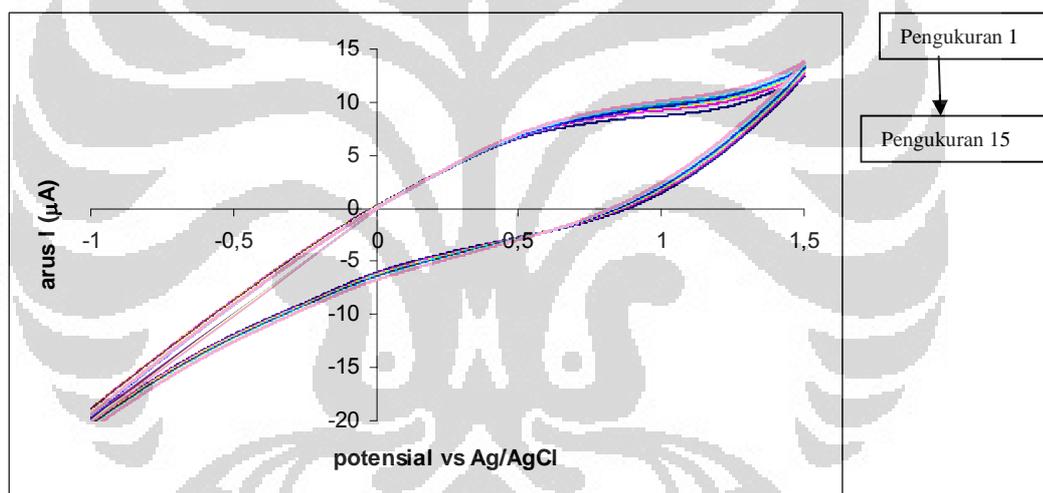
Gambar 4.19 dan 4.20 dapat diketahui bahwa sistem GC-NPAu tanpa sel khamir memiliki *reproducibility* yang baik dengan nilai persentase standar deviasi relatif (RSD) sebesar 4,776 % dimana nilai *reproducibility* yang semakin kecil, elektroda tersebut semakin baik digunakan untuk sensor atau kerja oksidasi glukosa. *Range* nilai %RSD yang baik adalah kurang dari 10% (Wu, 1999 & Wijaya 2008). Untuk keadaan dengan menggunakan lapisan imobilisasi, nilai %RSD didapatkan sebesar 2,702%. Dari kedua keadaan tersebut, dapat disimpulkan bahwa elektroda yang telah terlapisi lapisan imobilisasi memiliki presisi data yang lebih baik, sehingga dapat digunakan untuk mendeteksi glukosa lebih baik.



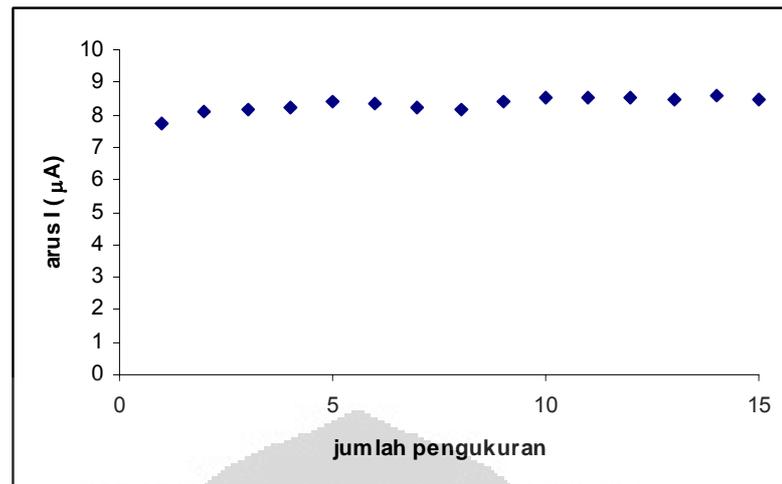
Gambar 4.19 Cyclic voltamogram larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 (BOD 50 mg/L) untuk keadaan tanpa sel khamir



Gambar 4.20 Plot respon arus larutan glukosa 0,5 mM (BOD 50 mg/L) terhadap jumlah pengukuran



Gambar 4.21 Cyclic voltamogram larutan glukosa 0,5 mM dalam buffer fosfat pH 7 untuk lapisan imobilisasi



Gambar 4.22 Plot respon arus larutan glukosa 0,5 mM (BOD 50 mg/L) terhadap jumlah pengukuran

4.3.9 Penentuan *Limit Of Detection* (LOD) untuk keadaan terimobilisasi

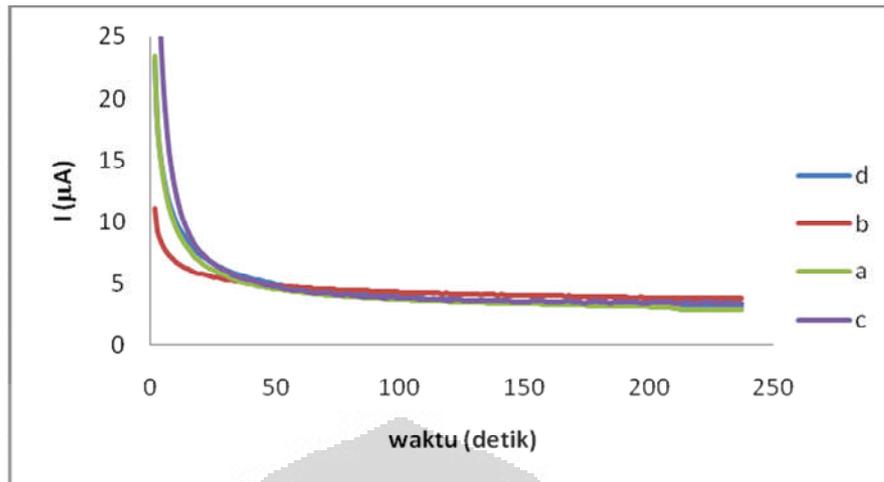
LOD atau *Limit Of Detection* merupakan parameter untuk menentukan batas minimum larutan glukosa yang dapat diuji dalam sistem sensor ini. Hal tersebut juga akan ekuivalen dengan minimal nilai BOD yang dapat dideteksi menggunakan lapisan imobilisasi yang dibuat. Dilakukan dengan mengambil data pada plot kelinieran respon arus terhadap keadaan terimobilisasi. LOD adalah konsentrasi glukosa yang memberikan respon arus blanko (tanpa adanya glukosa) ditambah tiga kali simpangan blanko.

Untuk pengukuran LOD, maka konsentrasi glukosa yang memberikan arus linier tersebut dilakukan pengulangan sebanyak tiga kali dengan menggunakan teknik MPA dengan potensial 450 mV dan waktu pengukuran optimum 30menit. Arus yang memberikan respon linier tersebut kemudian dirata-ratakan. Berdasarkan perhitungan didapatkan nilai batas minimum deteksi nilai BOD adalah untuk konsentrasi larutan glukosa sebesar 0,011336 mM (2,04 ppm) atau 1,1336 mg/L BOD.

4.3.10 Pengujian kesetaraan pengukuran BOD metode konvensional dengan metode sensor kimia

Perbandingan nilai BOD yang dihasilkan melalui metode konvensional dengan metode sensor dilihat kesetaraannya menggunakan empat macam sampel glukosa yang memiliki konsentrasi yang berbeda. Metode konvensional yang digunakan merupakan cara titrimetrik yang menghitung nilai BOD₅ berdasarkan selisih jumlah oksigen awal dengan oksigen akhir. Pengujian dilakukan di laboratorium pengujian Departemen Teknologi Industri Pertanian IPB Bogor, yang memiliki akreditasi nasional LP-323-IDN sebagai *analytical laboratory* dengan metode APHA ed.20th 5210 B, 2005.

Berdasarkan metode sensor didapatkan amperogram seperti pada Gambar 4.23. Hasil respon arus didapatkan seperti pada lampiran 8. Nilai arus yang didapatkan kemudian dimasukkan kedalam persamaan linier untuk keadaan terimobilisasi, sehingga dapat diketahui nilai BOD berdasarkan pengukuran dengan metode sensor. Dari perhitungan pada lampiran 8 untuk nilai BOD berdasarkan metode sensor dengan nilai BOD berdasarkan metode konvensional dapat diketahui bahwa metode sensor memiliki presisi data yang sangat baik karena memiliki kesetaraan yang cukup baik dengan metode konvensional, sehingga metode sensor ini dapat dengan baik mendeteksi nilai BOD untuk jenis sampel glukosa.



Gambar 4.23 Amperogram sampel sintetik glukosa

Tabel 4.1 Perbandingan kesetaraan nilai BOD(mg/L)

| BOD secara metode konvensional | BOD secara sensor kimia |
|---------------------------------------|--------------------------------|
| 17 | 17 |
| 17 | 18 |
| 20 | 19 |
| 21 | 20 |

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

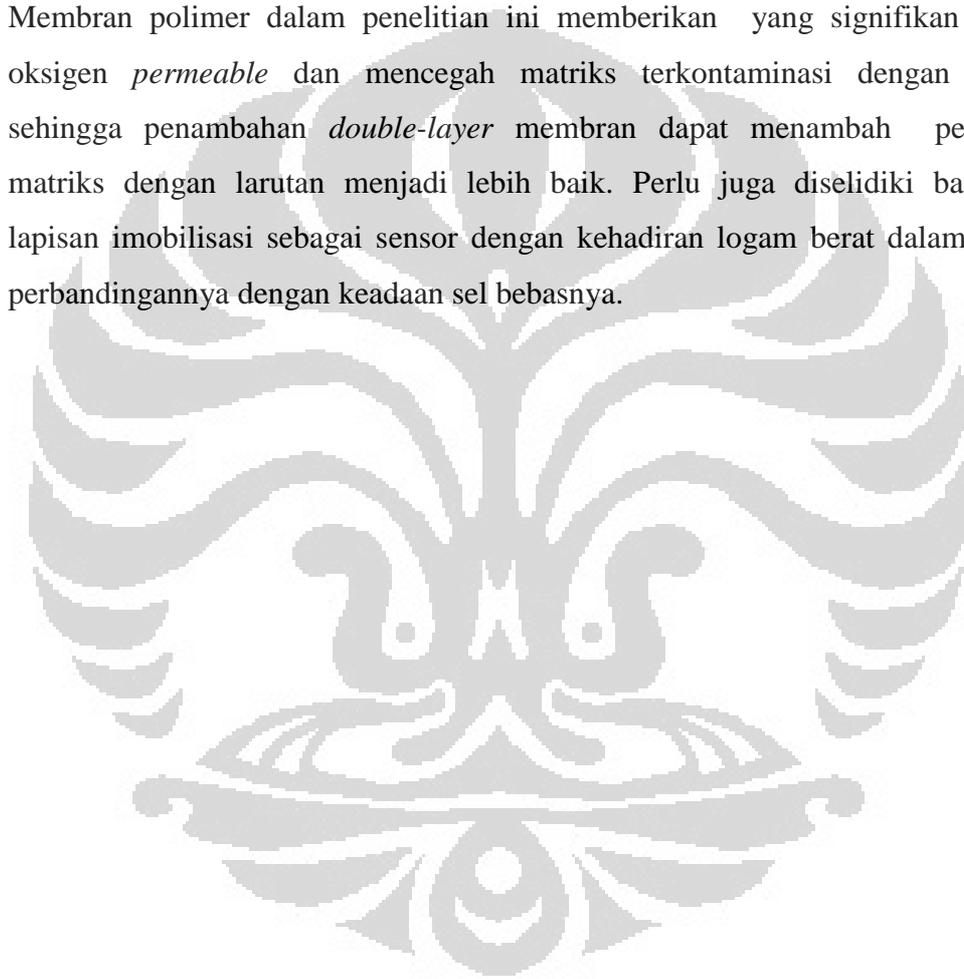
Penelitian ini berhasil dibuat matriks imobilisasi untuk sel khamir jenis *Candida fukuyamaensis* UICC-Y247 menggunakan agarose/KCL dalam buffer fosfat pH 7, yang dibuat lapisan tipis dengan bantuan membran Nafion 50 mikron. Pembuatan lapisan imobilisasi ini menunjukkan hasil yang baik sebagai salah satu alternatif modifikasi transduser untuk sistem sensor BOD (*Biochemical Oxygen Demand*) pada permukaan elektroda *glassy* karbon termodifikasi nanopartikel emas. Hasil karakterisasi menunjukkan adanya aktivitas konsumsi glukosa oleh khamir yang ditandai dengan meningkatnya nilai arus yang terdeteksi.

Optimasi pengukuran sistem sensor menghasilkan waktu optimum untuk pengukuran BOD sebesar 30 menit, *scan rate* maksimum 100 mV/s dengan menggunakan sel khamir yang telah diinkubasi maksimum selama 30 jam. Lapisan imobilisasi efektif dengan menggunakan membran Nafion 50 mikron dengan ketebalan maksimum 1 mL campuran imobilisasi. Nilai kelinieran arus untuk keadaan terimobilisasi adalah untuk *range* 0,1 mM sam 0,5 mM (10 mg/L – 50 mg/L BOD) konsentrasi glukosa, dimana dengan deteksi minimum konsentrasi glukosa sebesar 1,1336 ppm BOD.

Hasil pengujian presisi pengukuran respon arus terhadap larutan glukosa dengan pengulangan pengukuran sebanyak 15 kali, dihasilkan nilai standar deviasi relatif (%RSD) sebesar 4,776% untuk elektroda tanpa kehadiran sel khamir dan 2,702% untuk elektroda yang terlapisasi lapisan Imobilisasi yang stabil selama 1-3 hari. Metode sensor dapat menjadi metode alternatif pengukuran BOD dari metode konvensional.

4.1 Saran

Penelitian ini perlu dikembangkan lebih lanjut dalam hal pengamatan degradasi senyawa organik apa saja yang dapat dilakukan oleh khamir jenis *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247. Matriks yang digunakan sangat menentukan dalam keberlangsungan hidup mikroba, sehingga dilakukan pengembangan matriks lebih lanjut, seperti memvariasikan matriks agarose/KCl dengan matriks sol-gel yang lebih baik dan memvariasikan pH larutan buffer. Membran polimer dalam penelitian ini memberikan yang signifikan sebagai oksigen *permeable* dan mencegah matriks terkontaminasi dengan larutan, sehingga penambahan *double-layer* membran dapat menambah pemisahan matriks dengan larutan menjadi lebih baik. Perlu juga diselidiki bagaimana lapisan imobilisasi sebagai sensor dengan kehadiran logam berat dalam air dan perbandingannya dengan keadaan sel bebasnya.



DAFTAR PUSTAKA

- Al-Nakib et.al. (2007). *Arsenic Detection by Nanogold/Conducting-Polymer Modified Glassy Carbon Electrodes. Journal of Applied Polymer Science.*, 104, 1306-1311
- Dandan, Chen et.al. (2002). *A BOD biosensor based on a microorganism immobilized on an Al₂O₃ sol-gel matrix.* Shanghai: Chemistry Department, Fudan University
- “Amperometric.” 20 desember 2004. <<http://www.lsbu.ac.uk/amperometric.htm>>
- General Information on Nafion Membran for electrolysis. Du Pont
- Pelczar, Michael J dkk. 1986. *Dasar – dasar Mikrobiologi.* Jakarta: Penerbit Universitas Indonesia (UI - Press
- Pramasasti, Sisma. (2007). *Modifikasi Elektroda Emas dengan EDTA untuk Mengidentifikasi Ion Hg²⁺.* Karya Utama Sarjana Kimia Departemen Kimia. FMIPA-UI.
- Riki. (2008). *Seleksi Berbagai Spesies Khamir untuk Menghasilkan Xilitol menggunakan bahan dasar D-Xilosa.* Depok: Dept. Kimia UI
- Renneberg, Reinhard et. al. 2000. *Designing an amperometric thick-film microbial BOD sensor.* Hong Kong: Department of Chemistry, The Hong Kong University of Science and Technology
- Teresa, Riyanti. (2009). *Pemanfaatan Pollard (Limbah penggilingan gandum) Untuk Produksi Xilitol.* Depok : Skripsi Sarjana FMIPA UI
- Tribidasari A., Ivandini, et.al. *Construction of Gold Nanoparticles Array at Carbon Substrate by Self-Assembly Method for Sensor and Biosensor Applications (Research Proposal for Bangkok Meeting).* 2008.

- Trosok,S.P. (2001).*Mediated microbial biosensor using a novel yeast strain for wastewater BOD measurements*.Quebec: Biotechnology Research Institute,National Research Council Canada
- Velling, Siiri et.al. *BOD sensor For wastewater analysis - design and calibration methods*. Estonia : University of Tartu
- Wang, Joseph. (2000). *Analytical Electrochemistry*. New York : Library of Congress Cataloging- in - Publication
- Wijaya,Lani. (2008).*Modifikasi elektroda karbon dengan nanopartikel emas dan aplikasinya sebagai sensor arsen (III)*.Depok: Skripsi Sarjana Dept.Kimia UI
- Yakun, Emil. (2009). *Pengembangan Metode Anodic Stripping Voltametry (ASV) Untuk Deteksi Ion Logam Berat*.Depok : Skripsi Sarjana FMIPA UI



Lampiran 2. Data Kurva pertumbuhan khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247, puncak respon arus terhadap variasi scan rate BOD dan terhadap jumlah khamir

1. Data kurva pertumbuhan khamir *Candida fukuyamaensis* UICC Y-247

| Waktu(jam) | Absorbansi (A) |
|------------|----------------|
| 0 | 0.183 |
| 6 | 0.831 |
| 12 | 1.351 |
| 24 | 1.815 |
| 30 | 1.96 |
| 36 | 1.963 |
| 42 | 1.963 |
| 48 | 1.98 |

2. Data tinggi puncak arus terhadap variasi *scan rate*

| Scan rate (mV/s) | Arus I (μ A) |
|------------------|-------------------|
| 20 | 1.5125 |
| 40 | 2.2625 |
| 50 | 2.2625 |
| 80 | 3.3633 |
| 100 | 3.3715 |
| 200 | 6.7906 |
| 250 | 8.125 |
| 400 | 12.12 |

3. Data respon arus terhadap jumlah sel khamir

| Waktu pertumbuhan (fermentasi) | respon arus I (μ A) |
|--------------------------------|--------------------------|
| 0 | 0.035749998 |
| 20 | 0.400624943 |
| 30 | 0.73968749 |

Lampiran 3. Data respon arus terhadap variasi konsentrasi glukosa (nilai BOD) dalam keadaan *free cell* dan terimobilisasi

1. keadaan *free cell*

| BOD (mg/L) | arus I (μ A) |
|------------|-------------------|
| 10 | 0.050874996 |
| 30 | 0.393124962 |
| 40 | 0.657499981 |
| 50 | 0.843124962 |

2. keadaan terimobilisasi

| BOD (mg/L) | arus I (μ A) |
|------------|-------------------|
| 10 | 0.399999619 |
| 20 | 3.5 |
| 30 | 6.840624809 |
| 40 | 10.640625 |
| 50 | 13.0374999 |

Lampiran 4. Data respon arus terhadap ketebalan film imobilisasi

1. Tanpa membran

| Ketebalan film imobilisasi (mL) | arus I (μA) |
|---------------------------------|--------------------------|
| 0.25 | 0.328125 |
| 0.5 | 4.278124809 |
| 0.75 | 5.0625 |
| 1 | 9.940624714 |

2. Dengan membran Nafion 50 mikron

| Ketebalan Lapisan imobilisasi | Arus I (μA) |
|-------------------------------|--------------------------|
| 0.25 | 0.628124714 |
| 0.5 | 0.859375 |
| 0.75 | 21.159375 |
| 1 | 36.40937471 |

Lampiran 5. Data respon arus kurva kalibrasi linier dan penentuan batas deteksi (LOD)

1. Data respon arus terhadap variasi konsentrasi glukosa (keadaan terimobilisasi)

| Konsentrasi Glukosa (mM) | Arus 1 (μA) | Arus 2 (μA) | Arus 3 (μA) | Arus rata-rata (μA) | standar Deviasi |
|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|----------------------------------|-----------------|
| 0 | 0.5 | 0.4875 | 0.50625 | 0.497916667 | 0.009547033 |
| 0.1 | 0.409375 | 0.4 | 0.421875 | 0.410416667 | 0.010974639 |
| 0.2 | 3.54375 | 3.503125 | 3.546875 | 3.53125 | 0.02440703 |
| 0.3 | 6.84375 | 6.8625 | 6.821875 | 6.842708333 | 0.020332522 |
| 0.4 | 10.7 | 10.7187 | 10.66562 | 10.69477333 | 0.026923227 |
| 0.5 | 13.7 | 13.12812 | 13.04375 | 13.29062333 | 0.357031533 |

2. Penentuan Batas deteksi (LOD)

Daerah kilinieran respon arus terhadap konsentrasi glukosa

| Konsentrasi Glukosa (mM) | arus (μA) |
|--------------------------|------------------------|
| 0 | 0.4979167 |
| 0,3 | 6.8427083 |
| 0,5 | 13.290623 |

Daerah kelinieran respon arus diplot terhadap konsentrasi glukosa, maka didapatkan persamaan garis :

$$Y = 25,23 X + 0,147$$

Batas deteksi / Limit deteksi (LOD) ditentukan dengan:

$$\text{LOD} = a + 3 S_0$$

dengan S_0 adalah standar deviasi untuk larutan uji tanpa arsen (III)

$$\text{LOD} = 0,147 + 3 (0.00955)$$

$$\text{LOD} = 0.011336$$

LOD yang didapatkan ini kemudian di substitusikan sebagai nilai Y pada persamaan:

$$Y = 25,23 X + 0,147$$

Sehingga didapatkan nilai limit deteksi pada :

$$0.011336 \text{ mM (1.1336 mg/L BOD)}$$

Lampiran 6. Data respon arus penentuan *reproducibility* elektroda

a. Keadaan tanpa sel khamir

| Jumlah pengukuran | arus I (μA) |
|-------------------|-------------|
| 1 | 0.091874599 |
| 2 | 0.09624958 |
| 3 | 8.94E-02 |
| 4 | 0.091249943 |
| 5 | 0.097499847 |
| 6 | 0.095624924 |
| 7 | 0.094374657 |
| 8 | 0.092499733 |
| 9 | 0.099374771 |
| 10 | 0.093124866 |
| 11 | 0.083124638 |
| 12 | 0.085624695 |
| 13 | 0.097499847 |
| 14 | 0.091418083 |
| 15 | 0.091208615 |

b.dengan lapisan imobilisasi

| Jumlah pengukuran | Arus I (μA) |
|-------------------|-------------|
| 1 | 7.746874809 |
| 2 | 8.068749905 |
| 3 | 8.183124542 |
| 4 | 8.209999561 |
| 5 | 8.384999752 |
| 6 | 8.348124981 |
| 7 | 8.22124958 |
| 8 | 8.18874979 |
| 9 | 8.402499676 |
| 10 | 8.528749943 |
| 11 | 8.509999752 |
| 12 | 8.553124905 |
| 13 | 8.458749771 |
| 14 | 8.594374657 |
| 15 | 8.49 |

Untuk keadaan tanpa sel khamir, %RSD dihitung dengan cara:

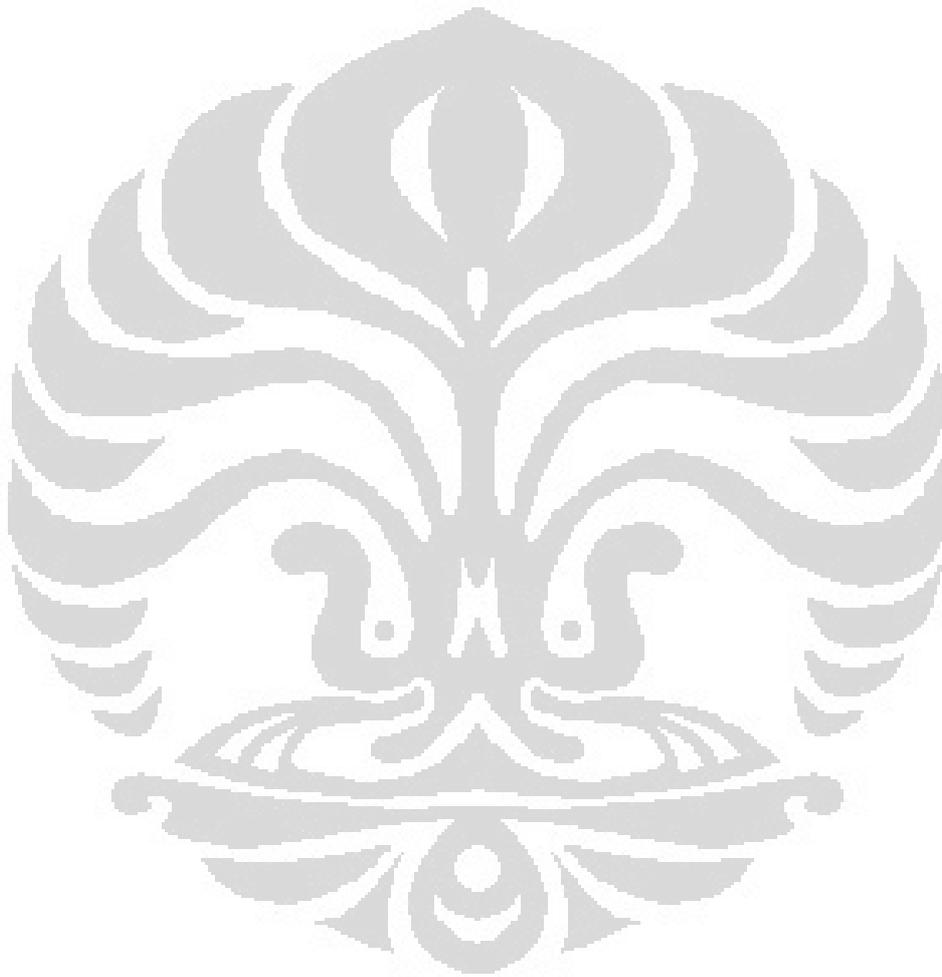
$$\begin{aligned} \% \text{ RSD} &= (\text{standar deviasi} / \text{ arus rata-rata}) \times 100 \% \\ &= (0,00443 / 0,092675) \times 100\% \\ &= 4,776 \% \end{aligned}$$

Untuk keadaan dengan lapisan imobilisasi, %RSD dihitung dengan cara:

$$\begin{aligned} \% \text{ RSD} &= (\text{standar deviasi} / \text{ arus rata-rata}) \times 100 \% \\ &= (0.22649 / 8.32596) \times 100\% \\ &= 2.72027\% \end{aligned}$$

Lampiran 7. Data respon arus kestabilan elektroda dengan lapisan imobilisasi

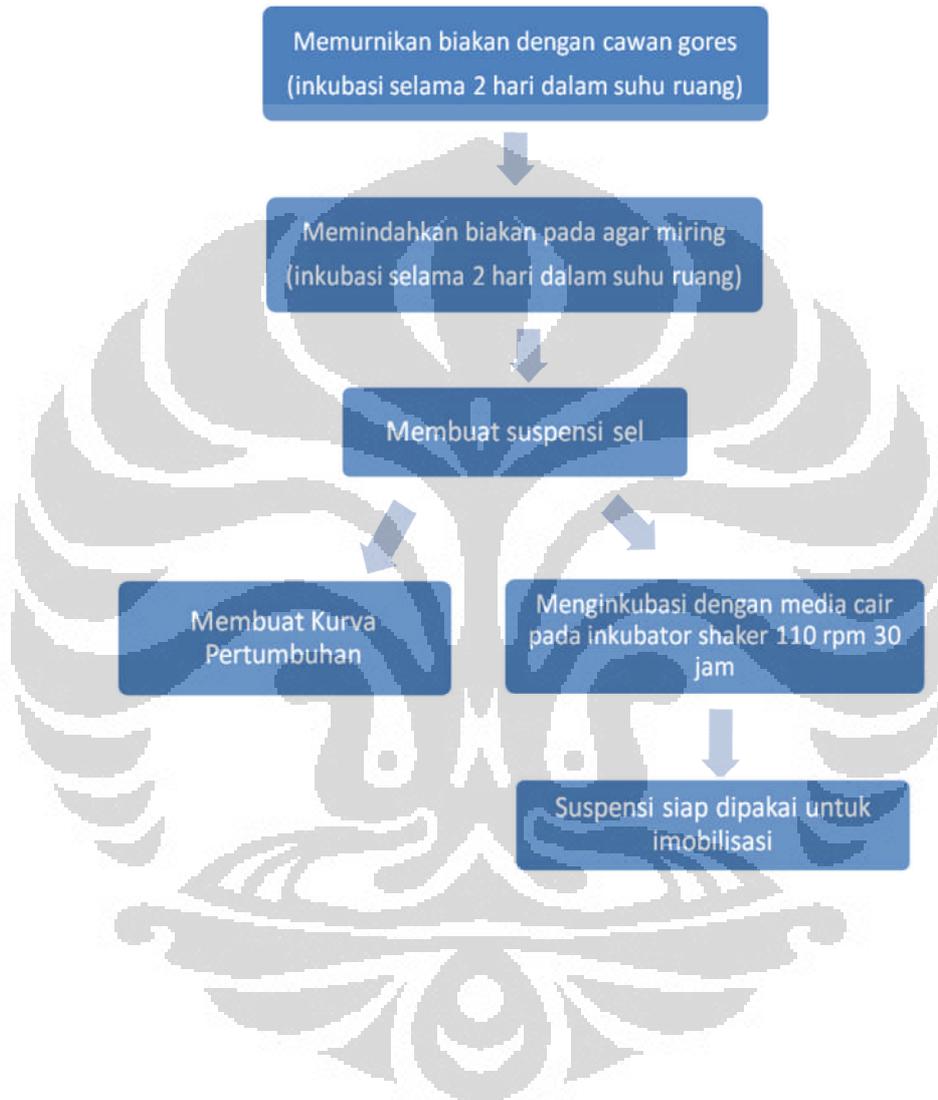
| Waktu (hari) | arus I (μA) | % penurunan arus |
|--------------|--------------------------|------------------|
| 1 | 0.6875 | 0 |
| 2 | 0.6875 | 0 |
| 3 | 0.399999619 | 41.81823731 |
| 4 | 0.271874905 | 60.45455933 |
| 6 | 0.284374714 | 58.63640525 |



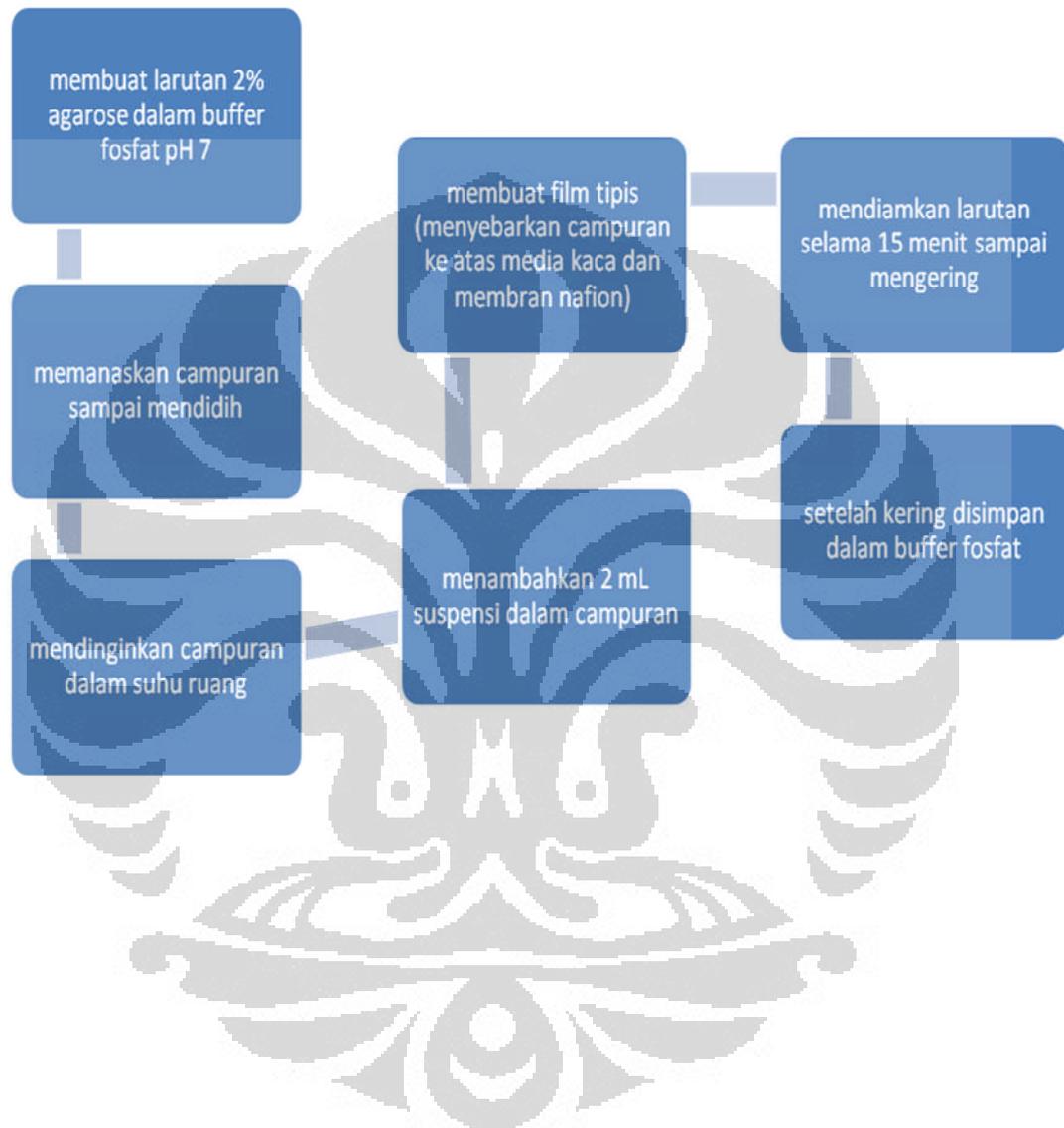
Lampiran 1. Skema kerja penelitian

1) Imobilisasi Khamir

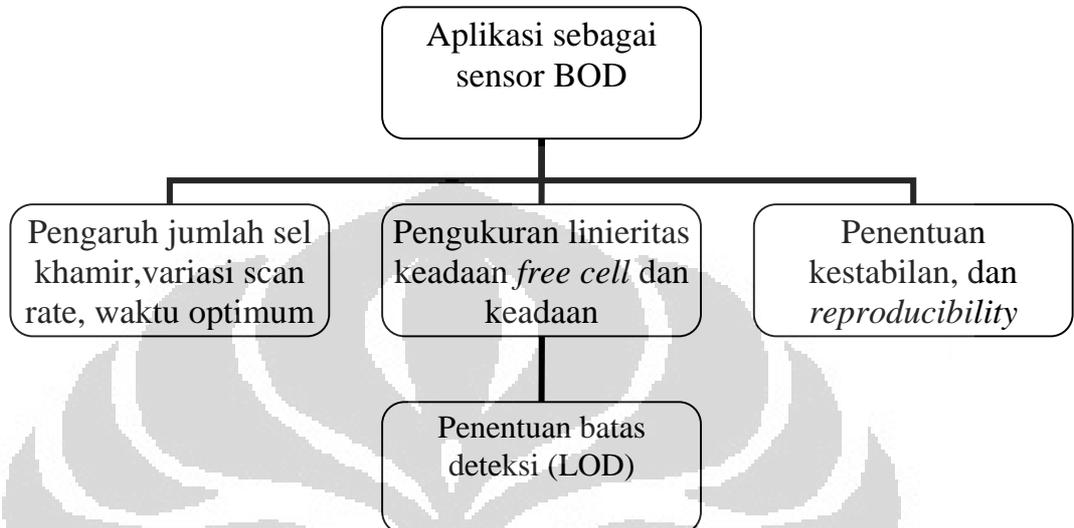
(a) Penyiapan inokulum



(b) Imobilisasi



2. Pengukuran dengan sistem sensor elektrokimia



Lampiran 8. Hasil perbandingan uji analisis BOD sampel glukosa sintetik dengan metode konvensional dan metode sensor

a. Metode Konvensional (titrimetrik)

Laboratorium Pengujian
Departemen Teknologi Industri Pertanian IPB
DIVISI TEKNOLOGI DAN MANAJEMEN LINGKUNGAN

HASIL PEMERIKSAAN LABORATORIUM
RESULT OF LABORATORY ANALYSIS

No : 002/TIN/10

Lab. Sample ID : B1 s/d B4-002/06/10

Jenis sampel : Cairan
Type of sample

Tanggal pengambilan sampel : 02 Juni 2010
Date of sampling

Tanggal penerimaan sampel : 02 Juni 2010
Date of sample received

Pengambil sampel : Indra & Feni
Sample taken by

Asal sampel : Universitas Indonesia
Sample origin

Alamat : Kampus UI Depok
Address

| No | Parameter | Satuan | Hasil Pemeriksaan | | | | Metoda |
|----|------------------|--------|-------------------|-----------|-----------|-----------|----------------------------|
| | | | B1 (A) | B2 (B) | B3 (C) | B4 (D) | |
| 1 | BOD ₅ | mg/l | 17 | 21 | 20 | 17 | APHA ed. 20th 5210 B, 2005 |
| 2 | COD **) | mg/l | 39 | 44 | 48 | 46 | APHA ed. 20th 5220 C, 2005 |

Ket : **) Terakreditasi KAN

Bogor, 11 Juni 2010

Dr. Ir. Suprihatin
Deputi Manajer Teknis I

Halaman : 1/1

Gedung Fakultas Teknologi Pertanian
 Kampus IPB Darmaga PO. Box 220 Bogor 16002 – Indonesia
 Telp./Fax. (0251) 8627830 – 8621974 e-mail : cdsapipb@indo.net.id

b. Metode sensor kimia

Dari kurva Gambar 4.23 didapatkan nilai respon arus yang dihasilkan

| Nama Sampel | Arus (μA) |
|-------------|------------------------|
| a | 2.825624943 |
| c | 3.180624962 |
| d | 3.359375 |
| b | 3.753124714 |

Nilai arus yang didapatkan dimasukkan pada persamaan linier untuk plot respon arus pada keadaan terimobilisasi, yaitu:

$$y = 0,324x - 2,840$$

untuk sampel a; $I = 2,826$

$$2,826 = 0,324x - 2,840$$

$$x = 17 \text{ mg/L}$$

c; $I = 3,181$

$$3,181 = 0,324x - 2,840$$

$$x = 18 \text{ mg/L}$$

d; $I = 3,359$

$$3,359 = 0,324x - 2,840$$

$$x = 19 \text{ mg/L}$$

b; $I = 3,753$

$$3,753 = 0,324x - 2,840$$

$$x = 20 \text{ mg/L}$$

Sehingga didapatkan konversi nilai BOD sampel berdasarkan metode sensor kimia adalah sebagai berikut:

| Nama Sampel | BOD secara sensor kimia (mg/L) |
|-------------|--------------------------------|
| a | 17 |
| c | 18 |
| d | 19 |
| b | 20 |