

## Penggunaan Elektrod Filem Nipis Emas dalam Analisis Enzim secara Konduktometri

Engku Norbaya Engku Muda,  
Burhanuddin Yeop Majlis dan  
Mohd Azman Abu Bakar

### ABSTRAK

*Suatu kajian pencirian elektrod filem nipis emas telah dijalankan. Elektrod dihasilkan dengan mengguna teknik percikan arus terus. Analisis dilakukan dengan mengguna kaedah celupan dan telaga plat mikrotiter digunakan sebagai sel untuk sistem tersebut. Ujian dilakukan pada suhu bilik di mana suhu sebenar larutan dimasukkan secara manual dan diperbetulkan oleh meter kekonduksian (WTW model 539) pada suhu rujukan 25°C. Elektrod ini mempunyai ciri kebolehulangan yang baik ( $p < 0.05$ ) dengan masa tindak balas selama satu minit dan masa pemulihan antara satu hingga tiga minit. Penggunaannya sebagai suatu alat analisis ditunjukkan dalam menentukan pemalar Michaelis bagi kajian kinetik enzim. Urease telah dipilih sebagai model enzim dan urea digunakan sebagai substrat. Nilai  $K_m$  yang diperolehi ialah 3.46 mM dan  $V_{max}$  ialah 1.930  $\mu\text{Scm}^{-1}/\text{min}$ .*

### ABSTRACT

*A characterization study of thin film gold electrode was performed. The electrode was fabricated using d.c. sputtering technique and analysis was conducted by dip-in method. A microtiter plate well was used as the cell for this system. Test was done at room temperature where the exact temperature was entered manually and corrected by conductivity meter (WTW model 539) at a reference temperature of 25°C. The electrode has a good reproducible characteristic ( $p < 0.05$ ) with response time of one minute and recovery time of one to three minutes. Its application as an analytical tool was shown in determination of Michaelis constants in enzyme kinetic study. Urease was chosen as a model enzyme and urea was used as a substrate.  $K_m$  value obtained was 3.46 mM and  $V_{max}$  was 1.930  $\mu\text{Scm}^{-1}/\text{min}$ .*

### PENGENALAN

Teknik konduktometri adalah suatu kaedah penganalisaan yang berdasarkan kepada jumlah ion yang terdapat di dalam sesuatu larutan. Kaedah ini telah diperkenalkan oleh Chin & Kroontje (1961) dan Hanss & Ray (1971). Pengukuran isyarat dengan teknik ini adalah bergantung kepada pergerakan ion di antara dua elektrod apabila terdapat medan elektrik di antaranya. Berdasarkan bilangan biosensor yang dihasilkan, teknik ini masih jauh ketinggalan berbanding dengan kaedah potensiometri (Janata 1990) ataupun amperometri (Canh 1993 dan Newman & Turner 1992). Walau bagaimanapun

teknik ini mampu berkembang kerana elektrodnya mudah disediakan dan tidak memerlukan elektrod rujukan. Ia juga beroperasi pada voltan yang cukup rendah dan ini membolehkannya digunakan secara *in vivo* tanpa merosakkan sel hidup (Pinkerton & Lowson 1982).

Sejajar dengan perkembangan teknologi keadaan pepejal dan mikroelektronik, kajian ini memperkenalkan penggunaan teknik filem nipis dalam membina elektrod kekonduksian. Proses fabrikasinya yang mudah dan mempunyai potensi untuk dihasilkan secara besar-besaran telah menarik minat ramai penyelidik untuk mengkajinya. Yu & Zhou (1955) telah menggunakan teknik ini untuk menghasilkan biosensor bagi mengesan kepekatan glukos di dalam serum dan juga urin dikalangan pesakit-pesakit diabetik.

Kajian ini melibatkan pembinaan elektrod dengan menggunakan kepingan papan litar tercetak dwisisi (PCB) yang disalut dengan emas secara kaedah percikan arus terus. Keupayaan elektrod ini dikaji dengan melihat ciri-ciri kebolehulangan, kesan luas permukaan sentuh, sensitiviti, masa tindak balas, masa pemulihan dan penggunaannya dalam penganalisaan enzim.

## KAEDAH UJKAJI

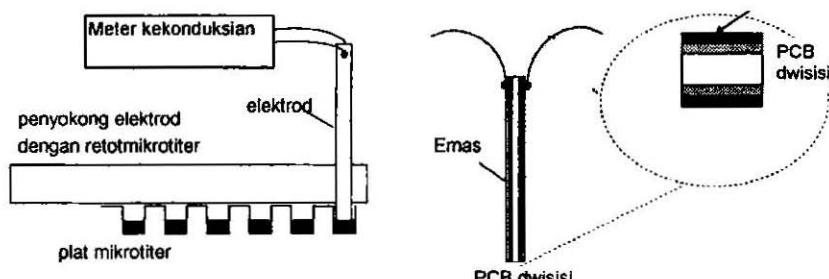
### PEMBINAAN ELEKTROD FILEM NIPIS EMAS

Satu kepingan PCB dipotong dengan ukuran  $4.0\text{ mm} \times 10\text{ cm}$  dibersihkan dengan kertas pasir halus dan diletakkan di atas meja spesimen di dalam kebuk kedap udara *sputter coater* SCD 005 dari BAL-TEC. Percikan dilakukan dalam ambien gas argon pada tekanan  $5 \times 10^{-2}\text{ mbar}$ . Spesimen dibalikkan dan percikan dilakukan pada kedua-dua belah PCB. Proses diulang dua kali bagi mendapatkan lapisan emas yang lebih tebal dan seragam. Ketebalan lapisan emas yang diperolehi adalah 24 nm. Ini ditentukan dengan menggunakan jadual yang dibekalkan oleh BAL-TEC. Kedua-dua belah permukaan elektrod dipatahkan kepada sepasang kabel untuk disambungkan kepada meter kekonduksian.

### KAJIAN TINDAK BALAS ELEKTROD

Kesemua larutan disediakan dengan menggunakan air ternyah ion (*deionized or DI*), kalium klorid (KCl) dan natrium klorid (NaCl). Bacaan kekonduksian diperolehi dengan menggunakan meter kekonduksian dari WTW model 539. Elektrod dilekatkan kepada sistem sokongan untuk memudahkan proses penganalisaan. Nilai pemalar sel pada meter ditetapkan pada  $0.1\text{ cm}^{-1}$  dan suhu larutan dimasukkan secara manual bagi kesemua ujkaji yang dijalankan. Meter akan memberikan bacaan berdasarkan pada suhu rujukan  $25^\circ\text{C}$ . Rajah 1 menunjukkan kedudukan elektrod semasa ujkaji dijalankan.

Ujian kebolehulangan dijalankan dengan mengukur nilai kekonduksian  $0.01\text{ M KCl}$  (kalium klorid) pada dua masa yang berlainan. Pemilihan KCl ini adalah berdasarkan penentuan nilai piawai yang ditetapkan oleh Jones & Bradshaw (1933). Elektrod dibasuh pertama kalinya dengan 25% asid nitrik diikuti dengan etanol dan air DI. Sebanyak  $200\text{ }\mu\text{l}$  larutan  $0.01\text{ M KCl}$



RAJAH 1. Rajah skematic ujian yang dijalankan dan keratan rentas elektrod

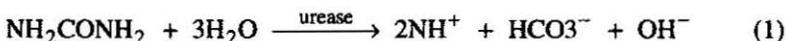
dimasukkan ke dalam telaga plat mikrotiter dan elektrod diturunkan bagi mendapatkan nilai kekonduksian. Elektrod dibasuh dengan etanol dan air DI dan dibiarkan mencapai bacaan aras dasar sebelum ujian seterusnya dilakukan. Prosedur ini diulang selepas 24 jam.

Kesan luas permukaan tindak balas terhadap nilai kekonduksian diukur dengan mengubah isipadu larutan 0.01 M KCl. Ujian dimulakan dengan mengukur nilai kekonduksian apabila 200  $\mu\text{l}$  larutan digunakan. Ujian ini diteruskan dengan mengukur kekonduksian pada isipadu yang lebih tinggi. 50  $\mu\text{l}$  larutan ditambah bagi setiap ujian sehingga 500  $\mu\text{l}$  larutan digunakan. Luas permukaan tindak balas untuk setiap isipadu dikira bagi melihat kesan luas permukaan terhadap kekonduksian.

Bagi ujian sensitiviti nilai kekonduksian untuk larutan NaCl (natrium klorid) diukur dengan menggunakan kaedah yang sama. Kepekatan larutan diubah dari 0.01 M hingga ke 0.05 M. Penggunaan NaCl membolehkan perbandingkan nilai kekonduksian dua bahan yang berlainan dilakukan.

#### ANALISIS ENZIM

Bagi penganalisaan enzim, urease (Type VII) dari Sigma Co. telah dipilih sebagai model enzim dan urea (Sigma Co.) digunakan sebagai substrat. Pemilihan ini adalah berdasarkan kepada sensitiviti enzim urease di mana empat ion hasilkan dari satu tindak balas seperti ditunjukkan dalam persamaan 1 dan juga untuk tujuan perbandingan dengan kajian terdahulu.



Dalam bahagian ini kesan kepekatan enzim terhadap laju tindak balas telah dikaji. Sebanyak 200  $\mu\text{l}$  larutan urea 0.01 M dimasukkan ke dalam telaga plat mikrotiter dan suhu pada meter diperbetulkan mengikut suhu sebenar larutan. Nilai kekonduksian awal larutan ini diukur. Sebanyak 10  $\mu\text{l}$  larutan enzim pada kepekatan  $1 \times 10^{-6}$  M dimasukkan dan perubahan nilai kekonduksian dicatat untuk setiap lima saat, bermula dari masa enzim dimasukkan sehingga ke minit yang ketiga. Larutan enzim dicairkan empat kali ganda dan ujian yang sama diulang. Ujian kawalan dilakukan dengan menggantikan larutan dengan air DI dan ditindak balaskan dengan 10  $\mu\text{l}$  larutan enzim pada kepekatan  $2.5 \times 10^{-7}$  M. Ujian juga dijalankan pada kepekatan substrat yang berlainan iaitu antara 0.005 M dan 0.025 M. Enzim pada kepekatan  $1 \times 10^{-6}$  M digunakan untuk tujuan ini.

## KEPUTUSAN DAN PERBINCANGAN

Sebelum sesuatu elektrod digunakan sebagai alat analisis, faktor-faktor utama seperti kebolehulangan, masa tindak balas dan masa pemulihan perlulah dikaji terlebih dahulu. Ciri kebolehulangan akan memastikan yang elektrod berkenaan akan memberikan hasil yang sama manakala masa tindak balas dan masa pemulihan yang pendek pula memastikan yang ianya praktikal untuk digunakan.

### KAJIAN TINDAK BALAS ELEKTROD

Kebolehulangan adalah keupayaan sesuatu peralatan untuk memberikan output yang sama bagi sesuatu ujian yang dijalankan pada masa yang berlainan. Walau bagaimanapun kebolehulangan bukanlah gambaran kepersisan sesuatu ujian.

Dalam kajian ini kebolehulangan ditentukan dengan mengukur nilai kekonduksian larutan 0.01 M KCl pada selang masa 24 jam. Hasil yang diperolehi dianalisis dengan menggunakan ujian t berpasangan pada paras keyakinan  $p < 0.05$ . Tiada sebarang perbezaan yang bererti diperolehi dan ini membuktikan yang elektrod tersebut mempunyai ciri kebolehulangan.

Purata nilai kekonduksian larutan 0.01 M KCl ini digunakan untuk menentukan nilai pemalar sel dengan menggunakan Persamaan (2) seperti mana yang disarankan oleh WTW di dalam laporan penggunaannya bernombor LF 53021 (WTW Application Report No LF 53021).

$$\theta_i = \theta_s \frac{\sigma_s}{\sigma_i}. \quad (2)$$

Dengan  $\theta_i$  ialah pemalar yang akan ditentukan,  $\theta_s$  ialah pemalar sel yang disetkan pada meter kekonduksian.  $\sigma_i$  ialah kekonduksian yang diukur manakala  $\theta_s$  ialah kekonduksian sebenar larutan piawai yang digunakan iaitu nilai kekonduksian KCl apabila jarak antara elektrod dan luas permukaan elektrod yang digunakan ialah 1 cm dan  $1 \text{ cm}^2$ . Pada suhu  $25^\circ\text{C}$  nilai  $\sigma_s$  ialah  $1409 \mu\text{S}/\text{cm}$  (Jones & Bradshaw 1933). Nilai pemalar sel ( $\theta_s$ ) yang diperolehi adalah  $2.02 \text{ cm}^3$ .

Penentuan pemalar sel sesuatu elektrod bagi teknik konduktometri adalah penting kerana kekonduksian sesuatu larutan itu dipengaruhi oleh pemalar sel sistem kekonduksian itu sendiri. Perkaitan ini ditunjukkan oleh Persamaan (3a) dan (3b) dengan  $\kappa$  ialah konduktans dan  $\theta$  ialah nisbah jarak dan luas permukaan elektrod.

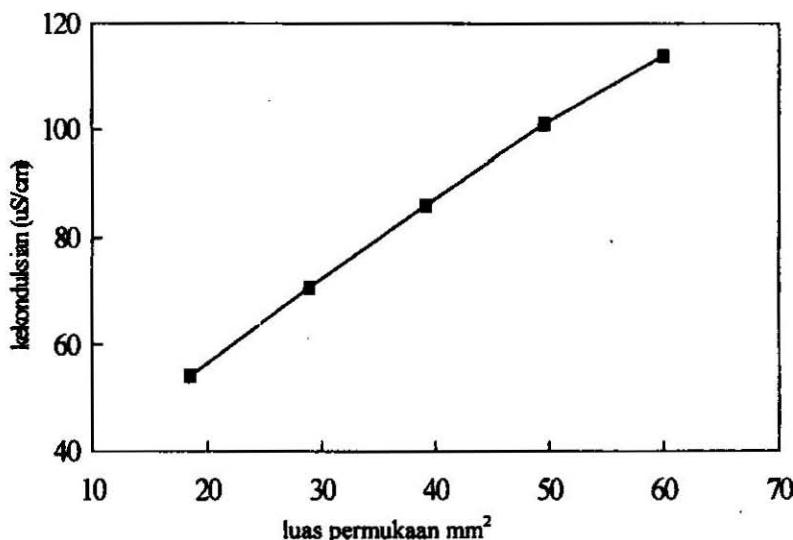
$$\kappa \propto 1/R. \quad (3a)$$

$$\sigma = \theta_s (1/R). \quad (3b)$$

Pemalar sel ini juga boleh dijadikan sebagai satu parameter untuk mengukur kebolehulangan sesuatu elektrod konduktometri kerana setiap elektrod yang mempunyai ciri kebolehulangan akan mempunyai pemalar sel yang tetap. Pengukuran pemalar sel juga seharusnya dijadikan amalan rutin dalam penganalisaan yang melibatkan teknik konduktometri.

Oleh kerana pemalar sel adalah nisbah jarak dan luas permukaan elektrod, maka bagi setiap pertambahan luas permukaan (jarak elektrod

adalah tetap), nilai pemalar sel akan menurun. Merujuk kepada Persamaan (2), penurunan nilai pemalar sel,  $\theta$ , akan membawa kepada peningkatan kekonduksian,  $\sigma$ , yang diukur. Rajah 2 membuktikan perhubungan ini.

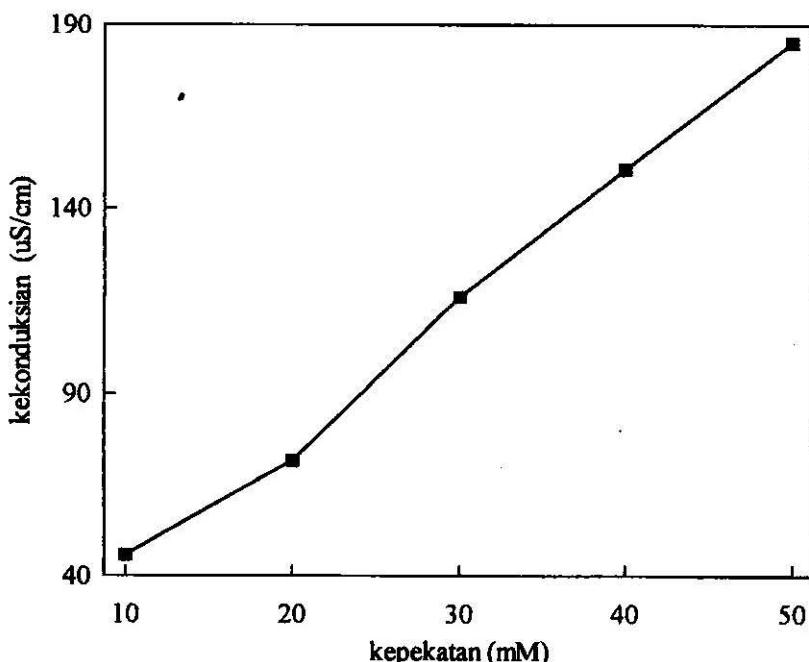


RAJAH 2. Kesan luas permukaan terhadap kekonduksian.  
Ujian dilakukan secara triplikat dan selisihan piaawai  $\leq 0.249$

Bagi pertambahan isipadu sebanyak  $0.05 \text{ cm}^3$  kenaikan paras larutan adalah sebanyak  $1.3 \text{ mm}$  dan dengan itu pertambahan luas permukaan adalah sebanyak  $10.4 \text{ mm}^2$  ( $2 \times 1.3 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$ ). Nilai kecerunan yang diperolehi dari penganalisaan regresi linear plot ini adalah  $1.294 \mu\text{Scm}^{-1}/\text{mm}$ . Ini bermakna bagi setiap pertambahan  $1 \text{ mm}$  luas sentuhan permukaan elektral, berlaku pertambahan kekonduksian larutan  $0.01 \text{ M KCl}$  sebanyak  $1.294 \mu\text{Scm}^{-1}$ . Oleh itu, adalah penting untuk memastikan luas sentuhan permukaan elektrod adalah tetap disepanjang ujian.

Sensitiviti ditakrifkan sebagai perubahan tindak balas berbanding dengan perubahan kuantiti yang diukur iaitu nisbah perubahan output berbanding dengan input. Rajah 3 menunjukkan plot output melawan input dengan kepekatan larutan NaCl bertindak sebagai input dan kekonduksian adalah output yang diperolehi. Penganalisaan regresi linear plot berkenaan memberikan nilai sensitiviti (kecerunan) sebesar  $3.59 \mu\text{Scm}^{-1}/\text{mM}$ . Perkaitan ini adalah sah selagi hubungan antara kekonduksian dan kepekatan NaCl adalah linear. Faktor ini juga membolehkan penentuan kepekatan larutan dilakukan dengan mengukur kekonduksian. Teknik ini sering digunakan untuk mengukur jumlah pepejal terlarut di dalam air semulajadi dan juga untuk mengawal sesuatu proses pencairan (Norton 1982). Nilai kekonduksian yang diperolehi juga menunjukkan bahawa pada kepekatan  $0.01 \text{ M}$ , KCl memberikan kekonduksian yang lebih tinggi iaitu  $69.75 \mu\text{Scm}^{-1}$  berbanding dengan NaCl iaitu  $45.5 \mu\text{Scm}^{-1}$ .

Penentuan masa tindak balas dilakukan dengan melihat masa yang diambil oleh elektrod tersebut untuk mencapai bacaan keadaan mantap



RAJAH 3. Nilai kekonduksian pada kepekatan NaCl yang berbeza.  
Ujian dilakukan secara triplikat dan selisihan piawai  $\pm 0.414$

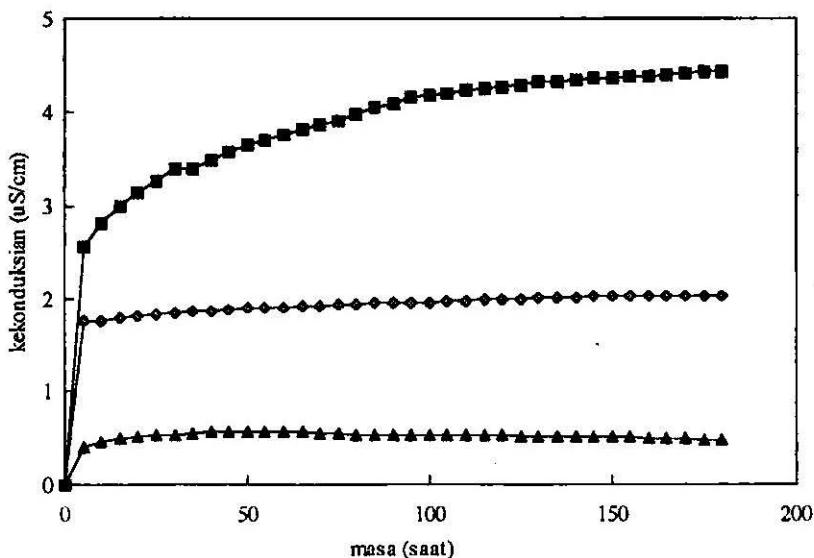
manakala masa pemulihan adalah masa yang diambil oleh elektrod untuk mencapai bacaan aras dasar setelah ianya dibersihkan.

Dari perhatian yang dijalankan di sepanjang ujikaji, masa tindak balas bagi elektrod ini adalah kurang dari satu minit dan masa pemulihan adalah antara satu hingga ke tiga minit.

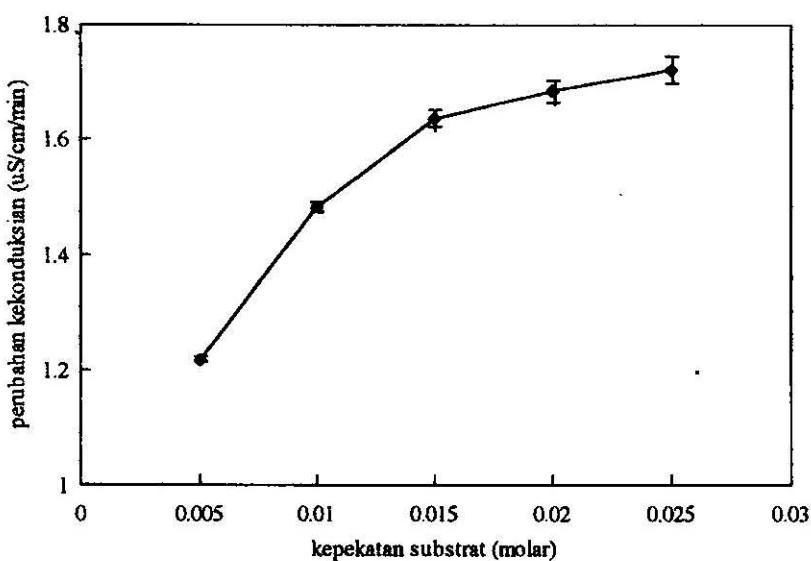
#### ANALISIS ENZIM

Penggunaan elektrod ini sebagai suatu alat analisis ditunjukkan di dalam penganalisaan enzim di mana nilai  $K_m$  dan  $V_{max}$  ditentukan. Rajah 4 adalah plot tindak balas yang diperolehi pada kepekatan substrat 0.01 M. Kepekatan enzim yang digunakan ialah  $1 \times 10^{-6}$  M dan  $2.5 \times 10^{-7}$  M. Halaju tindak balas bertambah dengan bertambahnya kepekatan enzim. Tiada tindak balas dapat diperhatikan pada ujian kawalan membuktikan isyarat yang diterima adalah dari tindak balas enzim dan bukannya dari kesan penambahan luas permukaan elektrod hasil dari peningkatan isipadu akibat penambahan larutan enzim. Walaupun nilai kekonduksian seharusnya meningkat dengan pertambahan isipadu namun dalam kes ini nilainya adalah terlalu kecil dan boleh diabaikan. Ujian kawalan ini juga membuktikan yang larutan enzim itu sendiri mempunyai nilai kekonduksian yang boleh diabaikan.

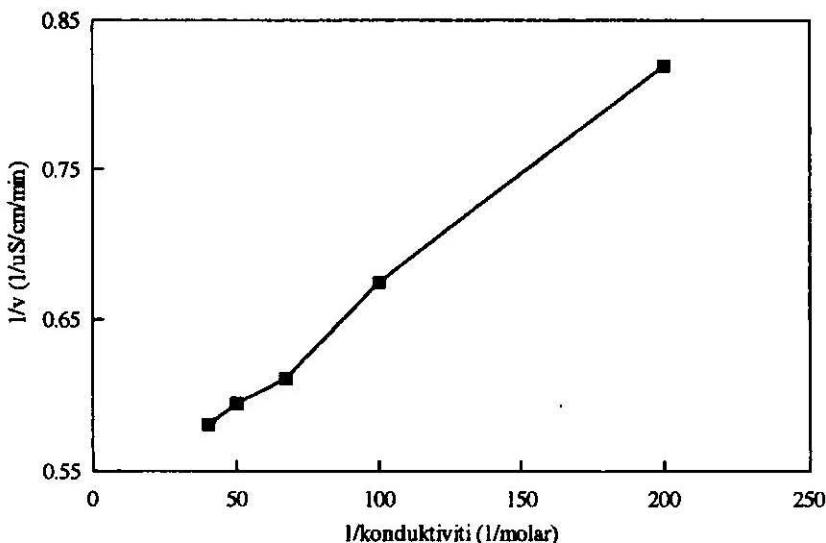
Plot halaju tindak balas enzim pada kepekatan substrat yang berlainan ditunjukkan pada Rajah 5. Kepekatan enzim yang digunakan adalah  $1.0 \times 10^{-6}$  M. Data yang diperolehi disalingkan bagi mendapatkan plot Lineweaver-Burk seperti yang ditunjukkan pada Rajah 6. Penganalisaan regresi linear digunakan bagi mendapatkan persamaan plot berkenaan. Nilai  $K_m$  yang diperolehi ialah  $3.46$  mM dan nilai  $V_{max}$  ialah  $1.930 \mu\text{Scm}^{-1}/\text{min}$ .



RAJAH 4. Plot tindak balas ■ apabila kepekatan enzim  $1.0 \times 10^{-6}$  M,  
◆ apabila kepekatan enzim  $2.5 \times 10^{-7}$  dan ▲ adalah ujian kawalan



RAJAH 5. Plot halaju tindak balas melawan kepekatan substrat. Ujian dilakukan secara triplikat dan selisihan piawai ditunjukkan oleh tanda bar



RAJAH 6. Plot Lineweaver-Burk yang digunakan bagi memperolehi nilai  $K_m$  dan  $V_{\max}$ . Persamaan untuk garisan ini ialah  $y = 0.002x + 0.518$

Nilai  $V_{\max}$  yang diperolehi iaitu  $1.930 \mu\text{S}\cdot\text{cm}^{-1}/\text{min}$  adalah lebih hampir kepada kajian yang terdahulu iaitu  $1.502 \mu\text{S}\cdot\text{cm}^{-1}/\text{min}$  namun begitu nilai  $K_m$  adalah lebih tinggi iaitu  $3.46 \text{ mM}$  berbanding dengan  $1.355 \text{ mM}$  (Azman et al. 1995). Perbezaan ini adalah mungkin disebabkan oleh penggunaan elektrod yang berbeza. Azman et al. (1995) telah menggunakan elektrod yang diperbuat dari keluli bebas hakis dengan nilai pemalar sel yang lebih tinggi iaitu  $2.273 \text{ cm}^{-1}$ . Namun begitu, nilai  $K_m$  ini masih lagi rendah berbanding dengan kajian yang dilakukan oleh Cullen et al. (1990), iaitu  $6.34 \text{ mM}$ .

Perbezaan utama kajian ini dengan kajian yang dilakukan oleh Cullen et al. (1990) adalah penggunaan pelarut. Cullen et al. (1990) menggunakan larutan penimbal imidazole-HCl (pH 7.5) pada kepekatan  $5 \text{ mM}$  manakala kajian ini menggunakan air DI. Pengaruh kekuatan ionik dan larutan penimbal terhadap nilai  $K_m$  dan  $V_{\max}$  telah dibincangkan secara mendalam oleh Hanss & Ray (1971). Ketulenan enzim dan substrat yang digunakan juga boleh membawa kepada perbezaan nilai  $K_m$  dan  $V_{\max}$  yang diperolehi.

## KESIMPULAN

Secara keseluruhannya penggunaan elektrod filem nipis ini mampu menghasilkan elektrod konduksian yang dapat berfungsi sebagai satu alat analisis. Masa tindak balasnya adalah kurang dari satu minit dan masa pemulihan antara satu hingga tiga minit adalah jauh lebih cepat berbanding dengan elektrod kekonduksian yang menggunakan selaput separa telap (Mikkelsen & Rechnitz).

Teknik ini adalah murah kerana hanya sejumlah kecil sahaja bahan digunakan setiap kali proses dilakukan dan lebih dari satu elektrod boleh disediakan untuk satu masa. Ini membolehkan elektrod dihasilkan dari

logam nadir seperti emas dan platinum. Penghasilan elektrod dari bahan berkenaan amat penting kerana bahan tersebut tidak mudah teroksida dan tidak bertindak balas dengan kebanyakan bahan uji. Ketebalan permukaan bahan berkenaan boleh dikawal dengan menggunakan masa percikan yang lebih lama ataupun pada tahap arus yang lebih tinggi. Penggunaan teknik ini juga membolehkan reka bentuk elektrod dipelbagaikan dan diubahsuai untuk pelbagai keperluan terutamanya untuk kegunaan *in vivo* (Fauke et al 1988) dan saiznya juga boleh dikecilkan.

Kekurangan utama teknik ini adalah ikatan yang lemah di antara permukaan substrat dengan lapisan emas jika dibandingkan dengan teknik penyaduran elektrik denyut (Yu & Zhou 1955). Masalah ini boleh diatasi dengan melapisi kepingan PCB dengan lapisan bahan lain seperti tungsten sebelum dipercikkan dengan lapisan emas.

Notasi:

$\sigma$	- kekonduksian
$\kappa$	- konduktans
$\theta$	- pemalar sel
DI	- <i>Deionized</i>
KCl	- kalium klorid
$K_m$	- kepekatan substrat yang diperlukan bagi memperolehi separuh dari halaju maximum.
NaCl	- natrium klorid
PCB	- papan litar tercetak
$V_{max}$	- halaju maximum tindak balas

#### RUJUKAN

- Canh, T.M. 1993. *Biosensor*. London: Chapman & Hall.
- Chin, W.T. & Kroontje, W. 1961. Conductivity method for determination of urea. *Anal Chem.* 33: 1757-1760.
- Cullen, D.C., Sethi, R.S. & Lowe, C.R. 1990. Multi-analyte miniature conductance biosensor. *Anal.Chim. Acta.* 231: 33-40.
- Fauke, J.M., Wolin, A.D., Saunders, K.G., Newman, M.R. & McFadder, E.R. Jr. 1988. Sensor for measuring surface fluid conducting *in vivo*. *IEE-Transaction on biomedical engineering* 35(10): 877-882.
- Hanss, M. & Ray, A. 1971. Application de-la conductimetrie a latude des reaction enzymatiques: systeme urea-urease. *Biochim. Biophys. Acta.* 227: 630-638.
- Janata, J. 1990. Potentiometric microsensor. *Chem. Rev.* 90: 691-703.
- Jones, G. & Bradshaw, B.C. 1933. *J. Am. Chem Soc.* 55: 1780.
- Mikkelsen, S.R. & Rechnitz, G.A. Conductometric transducers for enzyme-based biosensors. *Anal. Chem.* 61: 1737-1742.
- Mohd Azman A.B., Burhanuddin Y.M. & Norbaya E.M. 1995. Penggunaan sensor konduktometrik di dalam penganalisisan enzim. *Buletin Sains dan Teknologi Keadaan Pepejal Malaysia.* 5: 1-10.
- Norton, H.N. 1982. *Sensor and analyzer handbook*. Englewood Cliffs: Prentice Hall.
- Newman J.D. & Turner, A.P.F. 1992. Biosensors: Principle and Practice. Dlm. Tipton, K.F. (Pnyt.). *Essay in Biochemistry*, Jilid 27. London: Portland Press. 147-159.
- Pinkerton, T.C. & Lawson B.L. 1982. Analytical problem facing the development of electrochemical transducer for drug monitoring: An Overview. *Clin Chem.* 28: 1946-1950.

WTW Application Report No LF 53021

Yu, P. & Zhou, D. 1955. Thin film biosensor for the measurement of glucose concentration in human serum and urine. *Analitica Chimica Acta.* 300: 91-97.  
BEL-TEC. *Manual Operating Instructions for SCD 005.*

Engku Norbaya Engku Muda dan Mohd Azman Abu Bakar  
Jabatan Sains Biroperubatan  
Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu  
Universiti Kebangsaan Malaysia

Burhanuddin Yeop Majlis  
Jabatan Kejuruteraan Elektrik, Elektronik dan Sistem  
Jabatan Kejuruteraan,  
Universiti Kebangsaan Malaysia  
43600 UKM Bangi, Selangor Darul Ehsan  
Malaysia