

## **Elektronvezető polimer alapú biokatalitikus húgysavérzékelő**

***Dobay Róbert***

Témavezetők:

**Dr. Harsányi Gábor**

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem  
Elektronikai Technológia Tanszék

**Dr. Visy Csaba**

Szegedi Tudományegyetem  
Fizikai Kémiai Tanszék

Budapest, 2000.

1. Tézis Igazoltam, hogy a poli-N-Metilpirrol réteg – szerkezeténél fogva – alkalmas urikáz enzim rögzítésére úgy, hogy az megtartja katalitikus aktivitását. A polimerizációt  $60 \frac{\text{mg}}{\text{dm}^3}$  urikáz enzim tartalmú  $0.1 \frac{\text{mmol}}{\text{dm}^3}$  Nátrium-dodecilszulfát oldatban, egy lépésben végeztem. Kihasználtam azt az elméleti következtetést, hogy ilyen közegben az amfoter sajátságú enzimnek negatív töltéstöbblete van, melynek révén elektrosztatikus erőhatások következtében képes megkötődni a polimerrétegen.
2. Tézis
  - a) Ismételt kalibrációs mérések segítségével láttattam, hogy bár a húgysav elektroaktivitást mutat az enzimet nem tartalmazó polimer elektródon is, a  $\text{H}_2\text{O}_2$  oxidációs áramának szelektív mérése differenciális mérési módszerrel lehetségessé válik. Az eddig még bioérzékelők mérésénél nem használt bipotenciosztatikus mérési technikával lehetőséget teremtettem az enzimentartalmú és az enzimet nem tartalmazó elektród áramának szeparált mérésére és az áramkülönbség meghatározására. Ezzel a módszerrel a nehezen követhető áramtranziensek mérése helyett a stacionárius áramértékek mérhetők.
  - b) Alapoldathoz adott glükóz ( $2$  ill.  $4 \frac{\text{mmol}}{\text{dm}^3}$ ) és aszkorbinsav ( $1 \frac{\text{mmol}}{\text{dm}^3}$ ) hatását vizsgálva igazoltam, hogy a bipotenciosztatikus mérés technika az oldatban lévő egyéb komponensek zavaró hatását az eddigi megoldásoknál sokkal jobban kompenzálja.
3. Tézis Megmutattam, hogy az eddig még enzimszenzoroknál nem használt  $\text{DS}^-$  anion alkalmas arra, hogy biztosítsa azt a kettősséget, hogy a polimerizáció zavartalanul mehessen végbe, ugyanakkor az oldat pH-ja az enzimirögzítéshez megfelelő legyen (pH 6.5). Az enzim beépülését és az elektródok uniformitását abszorpciós spektrumok készítésével igazoltam. A  $\text{DS}^-$  nagy méreténél fogva a redukció során nem tud kiáramolni a rétegből, azaz rögzített állapotban marad, és így a polimerréteg csak kation-cserélő tulajdonságokat mutat. Ez azért fontos, mert a detektálás során a negatív töltésű urát ionok rétegen való szorpciója gátolt.
4. Tézis A következőképpen optimalizáltam az érzékelő üzemi paramétereit:
  - a) Az érzékelőt különböző elektródpotenciálok vizsgálatával megmutattam, hogy az elektródpotenciál kis értékénél ( $E < 225 \text{ mV}$ ) is megfelelő jel/zaj viszony mellett, biztonságosan használható.
  - b) A bioérzékelő hőmérséklet-függésének vizsgálata során megmutattam, hogy a folyamat jellege nem változik a  $20\text{-}40 \text{ }^\circ\text{C}$  tartományban, azaz az érzékelő szobahőmérsékleten használható.
  - c) A bioérzékelő különböző pH-jú oldatokban történt vizsgálatával bebizonyítottam, hogy az érzékelő az enzim izoelektromos pontja körüli pH-értéken (pH 6.3) mutat maximális érzékenységet. Megmutattam azt, hogy az oldat pH-ja az enzim tartalmú elektród áramát befolyásolja, míg a polimerréteg áramára nincs hatással.
5. Tézis A galvanosztikus polimerizáció ( $A = 0.3 \text{ cm}^2$ ,  $I = 0.9 \text{ mA}$ ,  $t = 150 \text{ s}$ ) és a ciklikus voltammetriás kondicionálás kombinálásával új eljárást dolgoztam ki arra, hogy megfelelően stabil réteg keletkezzen. Az általam készített szenzor élettartama meghaladta a 40 napot, azaz jóval felülmúlta az irodalomban eddig található, hasonló technológiával készített eszközök élettartamát.