กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีที่ให้ทุนสนับสนุนงานวิจัยในครั้งนี้ และขอขอบคุณศูนย์เครื่องมือ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ใช้อุปกรณ์และเครื่องมือในห้องปฏิบัติการชีวเคมีเพื่อการวิจัย ทำให้งานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

รองศาสตราจารย์ ดร. อัลแบร์ต ชูลเทอ
อาจารย์ประจำสาขาวิชาเคมี สำนักวิชาวิทยาศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
13 สิงหาคม 2556

บทคัดย่อ

ขั้นตอนแรกของการเตรียมเซนเซอร์อย่างง่ายคือการหยดสารแขวนลอยคาร์บอนนาโนทูบกระจายเต็มผิวหน้าแพลตทินัมอิเล็คโทรดแบบแผ่นเรียบแล้วรอให้แห้ง จากนั้นสารละลายเอนไซม์กลูโครสออกซิเดส หรือสารละลายเอนไซม์กลูโครสออกซิเดสและไคตินซึ่งแขวนลอยผสมอยู่ในสารละลายเดียวกันถูกหยดลงบนผิวหน้าอิเล็คโทรดเป็นชั้นที่สอง และเพื่อป้องกันไม่ให้ชั้นไบโอโมเลกุลซึมออกจากผิวหน้าอิเล็คโทรด ในขั้นตอนสุดท้ายผิวหน้าอิเล็คโทรดจะถูกเคลือบด้วยชั้นบางๆของโพลิเมอร์ด้วยวิธีเคมีเชิงไฟฟ้า ไบโอเซนเซอร์ทั้งสองแบบ(ไม่มีและมีไคติน)ถูกตรวจสอบวัดผลโดยวิธีแอมเพอร์โรเมตตรีในสารละลายบัฟเฟอร์โดยเพิ่มความเข้มข้นของสารตั้งต้น การตรวจวิเคราะห์ดังกล่าวแสดงผลการวิเคราะห์ของกลูโครสไบโอเซนเซอร์ที่ดี ความโดดเด่นของเซนเซอร์ทั้งสอง CNT/GOD/EPD และ CNT/chitin/GOD/EDP ถูกรายงานผลในรูปของ linear range ที่ให้ช่วงกว้างถึง 40 mM กลูโครสและความไวเมื่อเทียบกับกลูโครสไบโอเซนเซอร์อื่นๆ ที่เคยมีการรายงานไว้ คุณสมบัติที่สำคัญของไบโอเซนเซอร์นี้คือความเรียบง่ายของการเตรียม และความสามารถทำงานได้ดีโดยปราศจากสารเคมีเพิ่มเติมเช่นอนุภาคโลหะระดับนาโนและสารตัวกลางที่สามารถออกซิไดซ์หรือรีดิวซ์ได้ ซึ่งแน่นอนว่าการออกแบบเซนเซอร์นี้มีความสามารถเพื่อใช้ในการผลิตจำนวนมากๆได้

ABSTRACT

Simple drop/dry coating procedures were employed to first spread a nanoporous coating of carbon nanotubes (CNTs) over the surface of disk-shaped platinum electrodes. Dried CNT deposits were then infused with a solution of glucose oxidase (GOD) or first with a suspension of colloidal chitin and then the GOD solution. An undesired enzyme leakage out of the functional electrode coating into storage or measuring buffer was prevented by finally applying an extra protective top layer of cathodic electrodeposition paint (EDP), which served as effective diffusion barrier for the entrapped biomacromolecules. The performance level of biosensors utilizing the two protein immobilization designs has been evaluated via amperometric calibration measurements in buffer solutions with increasing substrate concentrations. The measurements confirmed in either case a good analytical performance of the obtained glucose biosensors. Particularly outstanding for both the CNT/GOD/EPD and the CNT/chitin/GOD/EDP type of sensors was the gain of a very wide linear range of up to about 40 mM and a sensitivity that compared favorably well with other reported types of glucose biosensors. Assets of the established sensor design are the simplicity of making and the nice functionality without extra chemical supplements as, for instance, metal nanoparticles or redox mediators. A definite potential is seen for the proposed sensor architecture to be utilized for mass fabrication.

สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญภาพ	จ
บทที่ 1 บทนำ	
ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย	1
ขอบเขตของการวิจัย	2
ประโยชน์ที่ได้รับจากการวิจัย	2
บทที่ 2 วิธีดำเนินการวิจัย	3
บทที่ 3 ผลการทดลองและข้อวิจารณ์	5
บทที่ 4 บทสรุป	24
บรรณานุกรม	26
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก	27
ภาคผนวก ข	28

สารบัญภาพ

หน้า

Figure 1:	Fabrication of carbon nanotube-based amperometric glucose biosensors and their amperometric calibration.	3
Figure 2:	The procedure for the fabrication of glucose biosensors with electrodeposition paint-covered carbon nanotube-networks as immobilization matrix for GOD.	6
Figure 3:	Scanning electron microscope images of dried carbon nanotubes coatings on a metal substrate surface.	8
Figure 4:	Calibration of a carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor to successive glucose concentration increases.	9
Figure 5:	Long-term stability measurements for a carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor.	9
Figure 6:	A carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor with very large linear range.	11
Figure 7:	The pH dependence of the current response of a carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor.	12
Figure 8:	The dependence of the current through a carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor on the sensor's working potential.	13
Figure 9:	Hydrogen peroxide oxidation at a bare pencil lead disk electrode, a carbon nanotube-modified pencil lead disk electrode and a CNT-modified platinum disk electrode.	15
Figure 10:	Anodic hydrogen peroxide collection at a "normal" glucose biosensor with either a non-conducting polymer film or a conductive carbon nanotube deposit as immobilization matrix.	16
Figure 11:	Glucose quantification with carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor that use either a platinum or a carbon carrier electrode.	16

Figure 12: Detection limit assessment for glucose quantifications with carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint-based glucose biosensor that used either a Pt or a carbon carrier electrode. 17

Figure 13: The fabrication of carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint/Nafion-based glucose biosensor for analyte quantification in blood serum samples. 19

Figure 14: Application of carbon nanotube/glucose oxidase/electrodeposition paint/Nafion-based glucose biosensor for the determination of the glucose concentration of a serum sample. 20

Figure 15: Preparation of glucose biosensors with a carbon nanotube/chitin composite as immobilization matrix. 21

Figure 16: Calibration of a glucose biosensor with glucose oxidase immobilized in a drop-coated carbon nanotube/chitin network and a top-coat of cathodic electrodeposition paint. 22