



รายงานผลโครงการวิจัย

การสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร

เพื่อเป็นวัสดุต้นแบบทางการแพทย์

Synthesis of Dimond-Like-Carbon as the Coating Prototype
for Biomedical Materials

โดย

ดร.นริศร์	บาลทิพย์
นางสาวอ้นชญ์	หมวกงาม
ดร.นิธิวัฒน์	ชูสกุล

สาขาวิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี
(ได้รับเงินงบประมาณประจำปี 2553 หมวดเงินอุดหนุน)

บทคัดย่อ

การทดลองสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร เพื่อเป็นวัสดุต้นแบบทางการแพทย์ด้วยเทคนิค ดีซี แมกนีตรอน สเปตเทอริง ที่ความดัน 1.0×10^{-3} ทอร์ กำลังไฟฟ้าระหว่าง 25-150 วัตต์ และระยะเวลาในการสังเคราะห์ระหว่าง 60-180 วินาที โดยใช้โพลีสไตรีน และแกรไฟต์ เป็นแผ่นรองรับและเป้า ตามลำดับ พบว่า ความขรุขระของพื้นผิวเพิ่มขึ้นตามกำลังไฟฟ้า และระยะเวลาที่ใช้ ซึ่งจะส่งผลต่อค่ามุมสัมผัสบนพื้นผิวและระยะเวลาในการเกิดการแข็งตัวของเลือด โดยเลือดจะเกิดการแข็งตัวได้เร็วขึ้นเมื่อเทียบกับการแข็งตัวของเลือดตามปกติ

Abstract

Synthesis of Diamond-Like-Carbon (DLC) as the Coating Prototype for Biomedical Materials is fabricated by DC Magnetron Sputtering at working pressure 1.0×10^{-3} Torr, DC power between 25 – 150 W, and coating time between 60 – 180 sec. Polystyrene and Graphite are used as the substrates and target respectively. The results show that surface roughness increases with power and coating time influencing in the change of contact angle of DLC film, and time of blood clotting. Blood clotting time after in contact with the surfaces is faster than the one without surfaces.

สารบัญ

บทที่	หน้า
บทคัดย่อ (ภาษาไทย)	ข
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ)	ค
สารบัญ	ง
สารบัญรูป	ฉ
สารบัญตาราง	ณ
1. บทนำ	
1.1 ที่มาของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	3
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย	3
1.5 ลำดับการนำเสนอผลงานวิจัย	3
2. วารสารปริทัศน์	
2.1 फिल्मบางकार्बोनค्लायเพचर	5
2.2 เทคนิค ดีซี แมกนีตรอนสปีดเตอริง	7
2.3 กระบวนการการแข็งตัวของเลือด	10
2.4 มุมสัมพันธ์ของของเหลวบนพื้นผิววัสดุ	12
2.5 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	13
3. วิธีดำเนินการวิจัย	
3.1 อุปกรณ์การทดลอง	16
3.2 ขั้นตอนการวิจัย	17
3.2.1 การสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนค्लायเพชर	17
3.2.2 การตรวจสอบสมบัติของฟิล์มบางคาร์บอนค्लायเพชर	20

สารบัญ

บทที่	หน้า
4. ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง	
4.1 ผลการทดลองและวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC ด้วย SEM	22
4.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ค่ามุมสัมผัสและระยะการแข็งตัวของเลือด ของพื้นผิวในแต่ละเงื่อนไขของการสังเคราะห์	25
5. สรุป อภิปรายผลการทดลองและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปและอภิปรายผล	41
5.2 ข้อเสนอแนะ	42
เอกสารอ้างอิง	44

สารบัญรูป

รูป	หน้า
รูปที่ 2.1 โครงสร้างของฟิล์ม DLC	5
รูปที่ 2.2 เฟสต่างๆ ในระบบคาร์บอนโครงสร้างแบบอสัณฐานซึ่งสัมพันธ์กับปริมาณไฮโดรเจน sp^2 และ sp^3 ไฮบริดออร์บิทัล	6
รูปที่ 2.3 แสดงการเกิดการสปัตเตอร์ริงที่ผิวเป้า	7
รูปที่ 2.4 แสดงการเคลื่อนที่เป็นเกลียววงกลมของอิเล็กตรอนที่ถูกกักเก็บไว้ที่ผิวเป้าในเส้นทางเลือนลอยของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามขวางที่มีทิศทางตั้งฉากกัน	9
รูปที่ 2.5 กระบวนการแข็งตัวของเลือดทั้งในส่วนของการบวมการที่มีพื้นผิวของวัสดุแทนเป็นตัวชักนำ (Intrinsic System) และ กระบวนการที่เกิดจากเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต (Extrinsic System)	11
รูปที่ 2.6 แสดงถึงมุมสัมผัสของหยดของเหลวที่อยู่บนพื้นผิวของวัสดุ	12
รูปที่ 3.1 เครื่อง ดีซี แมกนีตรอนสปัตเตอร์ริง ติดตั้ง ณ ห้องปฏิบัติการสุญญากาศและวัสดุศาสตร์	16
รูปที่ 3.2 แกรไฟต์ความบริสุทธิ์ 99.99 % ซึ่งใช้เป็นต้นกำเนิดสารในงานวิจัยนี้	17
รูปที่ 3.3 พลาสมาเลือดที่ไม่มีส่วนประกอบของเม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือด	17
รูปที่ 3.4 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด	20
รูปที่ 3.5 แสดงอุปกรณ์และเครื่องมือพื้นฐานที่ใช้ในการวัดค่ามุมสัมผัสบนพื้นผิว	20
รูปที่ 3.6 การจัดเตรียมอุปกรณ์การทดลองเพื่อทดสอบผลของการสังเคราะห์ DLC ฟิล์มด้วยเงื่อนไขต่างๆ ที่มีต่อการแข็งตัวของพลาสมาเลือด	21
รูปที่ 4.1 ลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC ที่กำลังไฟระหว่าง 50 – 125 W ที่ระยะเวลาการสังเคราะห์ 120 s	23
รูปที่ 4.2 ลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC ที่ระยะเวลาการสังเคราะห์ระหว่าง 90 – 180 s ที่กำลังไฟฟ้า 100 W	24
รูปที่ 4.3 แสดงตัวอย่างการวัดมุมสัมผัสของน้ำบนฟิล์มที่ผ่านการเคลือบด้วยเงื่อนไขการสังเคราะห์ต่างๆ	27

สารบัญรูป (ต่อ)

รูป	หน้า
<p>รูปที่ 4.13 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมพัทธ์บนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการสังเคราะห์ 180 วินาที</p>	37
<p>รูปที่ 4.14 แสดงความสัมพันธ์ของ ก) ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้กำลังไฟฟ้าในการเคลือบต่างๆ และ ข) ค่ามุมสัมพัทธ์บนแผ่นฟิล์ม กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้กำลังไฟฟ้าในการเคลือบต่างๆ</p>	38
<p>รูปที่ 4.15 แสดงความสัมพันธ์ของ ก) ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังไฟฟ้าที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการเคลือบต่างๆ และ ข) ค่ามุมสัมพัทธ์บนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังไฟฟ้าที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการเคลือบต่างๆ</p>	39

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
ตารางที่ 3.1 แสดงเงื่อนไขที่ใช้ในการสับตเทอริง	19
ตารางที่ 4.1 แสดงระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือดเมื่อทดสอบด้วยแผ่นฟิล์มที่เคลือบด้วยเงื่อนไขการสังเคราะห์ต่างๆ	25
ตารางที่ 4.2 แสดงค่ามัมสัมพัทธ์ของแผ่นฟิล์มที่เคลือบด้วยเงื่อนไขการสังเคราะห์ต่างๆ	26

ในปัจจุบันนี้ยังไม่สามารถที่จะกำหนด หรือควบคุมระยะเวลาการแข็งตัวของเลือดให้เหมาะสมกับสภาวะการรักษาในรูปแบบต่างๆได้ อีกทั้งยังไม่สามารถระบุถึงกระบวนการในการเกิดการแข็งตัวของเลือดได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ ด้วยเหตุนี้บวกกับความซับซ้อนในการอธิบาย การเกิดการตอบสนองทางชีวภาพทางภาคอุตสาหกรรมที่จัดทำ หรือผลิตอุปกรณ์ทางการแพทย์ ส่วนใหญ่จึงมักจะหันไปพัฒนาและปรับปรุงพื้นผิวของวัสดุทางการแพทย์ให้มีความเข้ากันได้กับระบบสิ่งมีชีวิต เพื่อลดการเกิดปัญหาจากกระบวนการตอบสนองจากสิ่งมีชีวิตให้น้อยที่สุด

หากพูดถึงการแข็งตัวของเลือดในสภาวะปกติแล้ว ระยะเวลาที่เลือดใช้ในการแข็งตัวจะอยู่ที่ประมาณ 10-20 วินาที แต่อย่างไรก็ตาม ในการเข้ารับการผ่าตัดเพื่อการรักษา หรือปลูกถ่ายวัสดุชีวภาพสู่ร่างกายสิ่งมีชีวิต กระบวนการในการผ่าตัดและรักษาจะต้องอาศัยเวลามากกว่าช่วงเวลาการเกิดการแข็งตัวของเลือดดังกล่าว ดังนั้น วัสดุที่จะเหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นวัสดุทางการแพทย์ในลักษณะกรณีดังกล่าวนี้ นอก จากจะต้องมีคุณสมบัติเชิงกล (ความแข็งแรง ความเหนียว เป็นต้น) ที่ดีแล้ว ยังต้องสามารถยืดระยะเวลาในการก่อให้เกิดการแข็งตัวของเลือดได้อีกด้วย

เพชร (Diamond) คือ วัสดุที่มีคุณสมบัติพิเศษทั้งทางด้านฟิสิกส์ เคมี และไฟฟ้า จนเป็นที่ยอมรับกันมานาน เป็นวัสดุที่มีความแข็งที่สุด มีความต้านทานต่อกระแสไฟฟ้าสูง และเฉื่อยต่อปฏิกิริยาทางเคมี [9] เป็นต้น ด้วยสมบัติเด่นข้างต้นทำให้นักวิทยาศาสตร์จำนวนมากทำการวิจัย และค้นคว้าถึงคุณสมบัติด้านต่าง ๆ ของเพชรจนสามารถสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร (diamond-like-carbon :DLC) หรือฟิล์มบาง DLC ซึ่งเป็นฟิล์มบางคาร์บอนที่มีโครงสร้างคล้ายคลึงกับเพชร และมีสมบัติคล้ายคลึงกับเพชรผลึกเดี่ยว (Single crystal of diamond) ได้ ฟิล์มบาง DLC สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานทางวัสดุศาสตร์ได้หลายด้านซึ่ง ส่งผลให้ฟิล์มบาง DLC มีความสำคัญต่อวงการอุตสาหกรรมต่างๆ เช่น สารกึ่งตัวนำ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ แสง และเครื่องมือกล นอกจากนี้ฟิล์มบาง DLC ยังมีคุณสมบัติที่สำคัญคือมีความสามารถในการเข้ากันได้กับระบบสิ่งมีชีวิต ด้วยเหตุนี้จึงมีการนำเอา ฟิล์มบาง DLC ไปเคลือบลงบนวัสดุเทียมทางการแพทย์ต่างๆ เช่น ข้อต่อ กระดูกสะโพก เป็นต้น อย่างไรก็ตาม สิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการนำเอาฟิล์มบาง DLC ไปใช้งานก็คือสมบัติและความสัมพันธ์ของพื้นผิวของฟิล์มที่เคลือบกับการตอบสนองของสารในร่างกาย ดังนั้น งานวิจัยนี้จึงจะทำการสังเคราะห์ฟิล์มบาง DLC ด้วยเทคนิค D.C Magnetron Sputtering เพื่อหาสภาวะการสังเคราะห์ฟิล์มบาง DLC ที่มีผลต่อการตอบสนองทางชีวภาพ (การแข็งตัวของเลือด) โดยจะมุ่งเน้นไปที่ตัวแปรสำคัญคือ กำลังไฟฟ้าดิสชาร์จ (Discharge Power) และชนิดของแผ่นรองรับ ทั้งนี้เพื่อหาเงื่อนไขที่เหมาะสมในการสร้างวัสดุทางชีวภาพที่เหมาะสมกับการใช้งานประเภทต่างๆ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 ศึกษาภาวะการสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร (Diamond-like-carbon: DLC) ลงบนสารประกอบเซรามิกและแก้วโพเร็กซ์ โดยเทคนิคการเคลือบแบบ D.C. Magnetron Sputtering
- 1.2.2 ศึกษาและตรวจสอบสมบัติที่เหมาะสมของฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร ที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานทางด้านวัสดุชีวภาพทางการแพทย์

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 13.1 ภาวะการสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร ที่เหมาะต่อการนำไปใช้งานทางด้านวัสดุทางการแพทย์
- 13.2 เผยแพร่ผลการทดลองในวารสารทางวิชาการ

1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย

- 1.4.1 เตรียมฟิล์มบาง DLC ลงบนแผ่นรองรับโดยเทคนิค D.C Magnetron Sputtering ซึ่งตัวแปรของเงื่อนไขการสังเคราะห์ คือ
 - กำลังไฟฟ้าดิจิทัล
 - ระยะเวลาในการสังเคราะห์
- 1.4.2 ตรวจสอบสมบัติเบื้องต้นของความเข้ากันได้กับสิ่งมีชีวิต (Biocompatibility) ของฟิล์ม DLC ที่ได้ในภาวะการสังเคราะห์ต่างๆ ดังหัวข้อ 1.4.1 ดังนี้ คือ
 - สมบัติ Hydrophilicity ด้วยการวัดมุมสัมผัสของของเหลว (Contact Angle)
 - ช่วงเวลาการแข็งตัวของเลือดเมื่อสัมผัสกับผิวฟิล์ม โดยพิจารณาจากค่า Blood Clotting Time (BCT)
 - ตรวจสอบสมบัติทางพื้นผิวของฟิล์มที่ได้ด้วย SEM
- 1.4.3 สรุปผลหาภาวะที่เหมาะสมของการเตรียมฟิล์ม DLC โดยเทคนิคการเคลือบแบบ D.C. Magnetron Sputtering เพื่อใช้เป็นวัสดุชีวภาพต้นแบบทางการแพทย์

1.5 ลำดับการนำเสนอผลการวิจัย

โครงการวิจัยฉบับนี้ประกอบด้วย 5 บท ซึ่งประกอบด้วย
 บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา และขั้นตอนการวิจัย
 บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีที่มีความสำคัญเกี่ยวกับระบบดีซีแมกเนตรอนสปัตเทอริง
 สมบัติและโครงสร้างของฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร และการศึกษาคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของฟิล์ม

บางด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด สมบัติของวัสดุที่จะสามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลเบื้องต้นก่อนที่จะนำไปประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์

บทที่ 3 การสังเคราะห์ฟิล์มบาง DLC ด้วยเทคนิค D.C. Magnetron Sputtering ที่เงื่อนไขต่างและการตรวจสอบสมบัติของฟิล์มบางที่ได้ด้วย SEM และ การทดสอบสมบัติเบื้องต้นของฟิล์มที่มีส่วนส่งผลถึงการแข็งตัวของเลือดนั่นคือ การวัดค่ามุมสัมผัส (contact angle) และการทดสอบระยะเวลาในการแข็งตัวของเลือดเมื่อสัมผัสกับวัสดุที่สังเคราะห์ได้

บทที่ 4 กล่าวถึงผลการวิจัย และการอภิปรายผลการวิจัย การศึกษาคุณสมบัติทางด้านฟิสิกส์ของฟิล์มบางที่เคลือบได้ และผลการทดสอบสมบัติเบื้องต้นของฟิล์มที่มีส่วนส่งผลถึงการแข็งตัวของเลือด

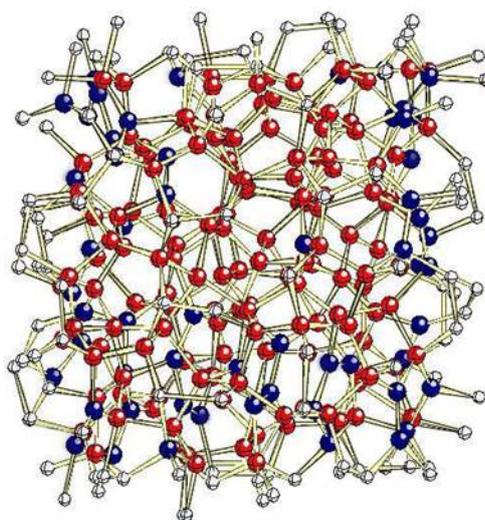
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย ประโยชน์ที่ได้รับและข้อเสนอแนะ

บทที่ 2 ทฤษฎีและเอกสารที่เกี่ยวข้อง

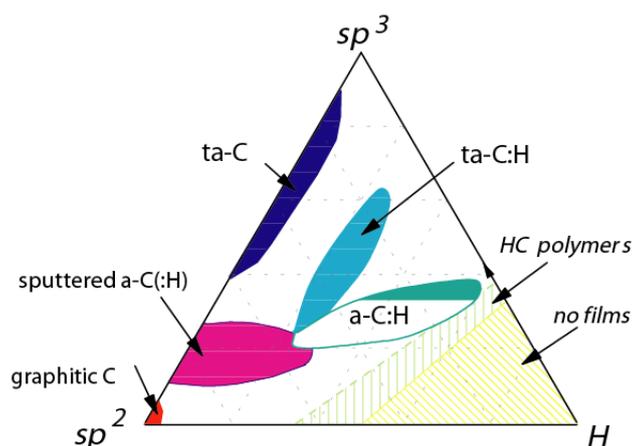
ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีเบื้องต้นที่เกี่ยวข้องกับฟิล์ม DLC และเทคนิคที่ใช้สังเคราะห์ฟิล์ม DLC โดยเฉพาะเทคนิค ดีซี แมกนีตรอน สเปทเทอริง ที่ใช้สังเคราะห์ฟิล์ม DLC ในงานวิจัยนี้ รวมถึงรวมทั้งงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาสมบัติทางฟิสิกส์ของฟิล์ม DLC ที่เกี่ยวข้องกับการนำไปประยุกต์ใช้ทางวัสดุศาสตร์ชีวภาพ

2.1 ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร (Diamond-Like Carbon; DLC)

ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร (Diamond-Like Carbon; DLC) หรือฟิล์ม DLC เป็นฟิล์มที่มีโครงสร้างแบบอสัณฐาน (Amorphous) [11, 12] ประกอบด้วยธาตุคาร์บอนเกาะกันอย่างไร้ระเบียบ (Disorder) ดังรูปที่ 2.1 แต่ยังคงมีส่วนผสมของเฟสที่เป็นผลึกในช่วงสั้น (Short-range order) โดยมี sp^3 และ sp^2 ไฮบริดออร์บิทัลแสดงลักษณะเฉพาะของเพชรและแกรไฟต์ ตามลำดับ สมบัติของฟิล์ม DLC ขึ้นกับอัตราส่วนระหว่าง sp^2/sp^3 และปริมาณไฮโดรเจนในฟิล์ม [11, 12] ซึ่งขึ้นกับเงื่อนไขและเทคนิคการสังเคราะห์ โดยสามารถจำแนกฟิล์มที่เกิดจากคาร์บอนออกได้เป็นหลายรูปแบบ รูปที่ 2.2 แสดงถึงองค์ประกอบและขีดจำกัดของการสังเคราะห์ฟิล์มคาร์บอน โดยบริเวณที่มีไฮโดรเจนผสมมากจะไม่ปรากฏฟิล์ม หรืออาจเกิดโพลีเมอร์ของสารประกอบไฮโดรคาร์บอน ได้แก่ โพลีเอทิลีน (Polyethylene; $(CH_2)_n$) หรือ โพลีอะเซทิลีน (Polyacetylene; $(CH)_n$) ส่วนบริเวณที่มี sp^2 มากจะเป็นฟิล์มคาร์บอนไร้ระเบียบที่มีสมบัติใกล้เคียงกับแกรไฟต์ แต่ส่วนที่มีไฮโดรเจนผสมอยู่น้อยหรือไม่มีอยู่เลยจะมีสัดส่วนของ sp^3 มากฟิล์มที่ได้ในบริเวณนี้จะมีความแข็งแกร่งสูง มีสมบัติใกล้เคียงกับเพชรมากที่สุด [14]



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของฟิล์ม DLC



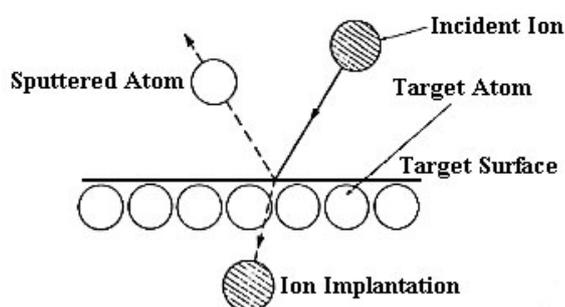
รูปที่ 2.2 เฟสต่างๆ ในระบบคาร์บอนโครงสร้างแบบอสัณฐานซึ่งสัมพันธ์กับ ปริมาณไฮโดรเจน sp^2 และ sp^3 ไฮบริดออร์บิทัล [14]

จากสมบัติที่ใกล้เคียงกับเพชร อาทิ เช่น สมบัติที่ทนต่อการสึกกร่อน สัมประสิทธิ์ความเสียดทานต่ำ เฉื่อยต่อปฏิกิริยาเคมี โปร่งแสงในช่วงอินฟราเรด สภาพความต้านทานไฟฟ้าสูงและค่าคงที่ไดอิเล็กทริกต่ำ ทำให้ฟิล์ม DLC ได้รับความสนใจอย่างมาก โดยส่วนใหญ่จะถูกนำไปประยุกต์ใช้ทางด้านการเคลือบแข็งเพื่อป้องกันการสึกกร่อน ทางด้านทัศนศาสตร์ และทางอิเล็กทรอนิกส์ จากสมบัติที่ยืดหยุ่น ทนต่อการสึกกร่อน สัมประสิทธิ์ความเสียดทานต่ำ และใช้คุณสมบัติในการสังเคราะห์ที่ต่ำกว่าฟิล์มเพชร จึงเหมาะสมต่อการประยุกต์ใช้งานทางด้านการเคลือบผิววัสดุเพื่อเพิ่มประสิทธิ- ภาพและอายุการใช้งาน เช่น การเคลือบบนชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้ในงานอุตสาหกรรมที่มีการเสียดสีและใช้งานในสภาพแวดล้อมที่มีความร้อนสูง [15] นิยมเคลือบฟิล์ม DLC บนแถบแม่เหล็กหรือแผ่นบันทึกข้อมูล เมื่อผนวกเอาสมบัติของความแข็งแรง กับสมบัติที่เฉื่อยต่อปฏิกิริยาเคมีและสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatible) ทำให้ฟิล์ม DLC มีศักยภาพสูงและอาจดีที่สุด ในการใช้เป็นวัสดุชีวภาพทางการแพทย์ ตัวอย่างเช่น เคลือบฟิล์ม DLC บนแสตนเลสเพื่อใช้เป็นลิ้นหัวใจเทียมหรือใช้เป็นข้อต่อในร่างกาย [11]

ปัจจุบัน ฟิล์มบาง DLC สามารถสังเคราะห์ได้ด้วยวิธีการต่าง ๆ อาทิ วิธี Hot Filament Chemical Vapor Deposition (HFCVD) และ Microwave Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition (MW PECVD) เป็นต้น ในงานวิจัยนี้ได้นำวิธีการสังเคราะห์ด้วยเทคนิค D.C Magnetron Sputtering โดยใช้ไอออนของธาตุคาร์บอนจากแกรไฟต์ซึ่งจะตกสะสมลงบนแผ่นรองรับ

2.2 เทคนิค ดีซี แมกนีตรอนสปัตเตอริง (DC Magnetron Sputtering)

สปัตเตอริง เป็นปรากฏการณ์ที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งในการเกิดพลาสมาเย็น (cold plasma) ซึ่งเป็นเหตุการณ์ที่อะตอมที่ผิวเป้าถูกทำให้หลุดออกมาพร้อมกับมีการปลดปล่อยอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (secondary electron) ออกมาด้วย เนื่องจากการระดมยิงของอนุภาคพลังงานสูงที่ถูกเร่งให้เคลื่อนที่เข้าชนเป้า ดังแสดงในรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 แสดงการเกิดการสปัตเตอริงที่ผิวเป้า

การกำเนิดพลาสมาในวิธีดีซีสปัตเตอริงเกิดจากการใช้สนามไฟฟ้าเร่งอิเล็กตรอนให้เข้าชนอะตอมของก๊าซที่ใช้ในการสปัตเตอริงให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนบวกและอิเล็กตรอน โดยไอออนบวกจะถูกเร่งด้วยสนามไฟฟ้าให้เคลื่อนที่เข้าชนอะตอมที่ผิวเป้าให้หลุดออกมาและมีการปลดปล่อยอิเล็กตรอนทุติยภูมิออกมาภายหลังจากการชนของไอออนบวกที่ผิวเป้า ดังนั้นถ้าสามารถกักเก็บอิเล็กตรอนไว้ที่หน้าผิวเป้า และเพิ่มระยะทางการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนให้เพิ่มขึ้น ก็จะเป็นการเพิ่มโอกาสในการชนกับอะตอมของก๊าซที่ใช้ในการสปัตเตอริงให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนบวกมากขึ้นและถูกเร่งด้วยสนามไฟฟ้าให้เคลื่อนที่เข้าชนเป้าหมายมากขึ้น ผลคือทำให้อัตราการสปัตเตอริงสูงขึ้น ทั้งนี้การกักเก็บอิเล็กตรอนและการเพิ่มระยะทางการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนให้เพิ่มขึ้นนั้นสามารถทำได้โดยการบ่อนสนามแม่เหล็กในทิศทางที่เหมาะสมให้กับระบบดีซีสปัตเตอริง ทั้งนี้เมื่ออนุภาคที่มีประจุไฟฟ้า q เคลื่อนที่ด้วยความเร็ว v_{\perp} ในทิศทางตั้งฉากกับสนามไฟฟ้า B จะเกิดแรงกระทำกับอนุภาคนั้น ซึ่งมีค่า

$$F = Bqv_{\perp} \quad 2.1$$

โดยแรงที่กระทำกับอนุภาคมีทิศทางตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กและความเร็วของการเคลื่อนที่ ซึ่งจะมีผลทำให้ประจุไฟฟ้าที่มีมวล m เกิดการเคลื่อนที่เป็นวงกลม โดยที่

$$F_B = F_C \quad 2.2$$

โดย F_B คือ แรงเนื่องจากสนามแม่เหล็ก

F_C คือ แรงสู่ศูนย์กลางของการเคลื่อนที่

จะได้ว่า

$$qv_{\perp}B = \frac{mv_{\perp}^2}{r} \quad 2.3$$

โดยจะได้รัศมีของการเคลื่อนที่

$$r = mv_{\perp}/Bq \quad 2.4$$

โดยเรียกรัศมีของประจุไฟฟ้าที่มีการเคลื่อนที่เป็นวงกลมว่ารัศมีไซโคลตรอน (cyclotron radius) หรือรัศมีลาร์มอร์ (Larmor radius) โดยอิเล็กตรอนจะได้รับผลกระทบจากแรงเนื่องจากสนามแม่เหล็กนี้ แต่สำหรับไอออนซึ่งมีมวลมากจะได้รับผลกระทบของแรงเนื่องจากสนามแม่เหล็กนี้น้อย

และจาก $v = \omega r$ จะได้ความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนที่ของอนุภาคเป็น

$$\omega = \frac{|q|B}{m} \quad 2.5$$

และเมื่อพิจารณาอิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากขั้วคาโทดแล้วเคลื่อนที่ภายใต้อิทธิพลของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามขวางที่มีทิศทางตั้งฉากกัน จากสมการของลอเรนซ์

$$m \frac{d\vec{v}}{dt} = e(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \quad 2.6$$

โดย e = ประจุของอิเล็กตรอน

m = มวลของอิเล็กตรอน

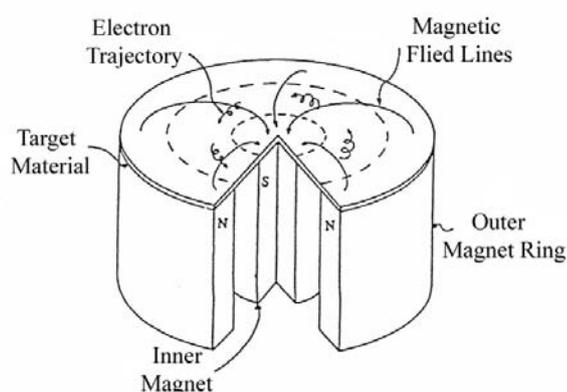
\vec{v} = ความเร็วของอิเล็กตรอน

\vec{E} = สนามไฟฟ้า

\vec{B} = สนามแม่เหล็ก

ด้วยอิทธิพลของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามขวางที่มีทิศทางตั้งฉากกัน จะทำให้อิเล็กตรอนถูกกักเก็บไว้ในบริเวณผิวเป้าและมีการเคลื่อนที่เป็นรูปเกลียววงกลม ด้วยความเร็วเชิงมุม $\omega = eB/m$ ไปในเส้นทางเลื้อยลอยของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามขวางที่มี

ทิศทางด้านข้าง ($\vec{E} \times \vec{B}$ drift path) ที่เกิดขึ้น และจุดศูนย์กลางของการเคลื่อนที่เป็นวงกลมแบบเลื่อนลอยในทิศทางของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามขวางที่มีทิศทางด้านข้างด้วยความเร็ว E/B ดังรูป 2.4 การเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนแบบนี้จะเพิ่มโอกาสในการชนกันระหว่างอิเล็กตรอนกับโมเลกุลของก๊าซและเกิดกระบวนการแตกตัวเป็นไอออนบวกสูงซึ่งบริเวณผิวเป้าและไอออนบวกที่เกิดขึ้นจะถูกเร่งให้เคลื่อนที่ชนเป้ามากขึ้น ซึ่งจะเป็นผลทำให้อัตราการสเปกตรัมมีค่าสูงขึ้นส่งผลให้วิธีดีซีแมกนีตรอนสเปกตรัมเป็นวิธีที่ใช้ในการเคลือบฟิล์มบางกันอย่างแพร่หลายในงานวิจัยและในงานอุตสาหกรรม



รูปที่ 2.4 แสดงการเคลื่อนที่เป็นเกลียววงกลมของอิเล็กตรอนที่ถูกกักเก็บไว้ที่ผิวเป้าในเส้นทางเลื่อนลอยของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามขวางที่มีทิศทางด้านข้าง

และจากความเร็ว v ที่เกิดขึ้นโดยการเร่งจากสนามไฟฟ้าที่สม่ำเสมอที่เกิดจากการจ่ายความต่างศักย์ให้กับขั้วอิเล็กโทรด จะได้ว่า

$$\frac{1}{2}mv^2 = |q|V \quad 2.7$$

จะได้ว่า

$$v = \sqrt{\frac{2|q|V}{m}} \quad 2.8$$

แทนค่า (2.8) ลงใน (2.4) จะได้

$$r = \frac{1}{B} \sqrt{\frac{2mV}{|q|}} \quad 2.9$$

โดยจะได้รัศมีของอนุภาคที่เคลื่อนที่ภายใต้อิทธิพลของแรงลอเรนซ์

ในกรณีของอิเล็กตรอน จะได้ว่า

$$r = 0.33 \times 10^{-5} \frac{\sqrt{V}}{B} \quad 2.10$$

และสามารถวิเคราะห์ผลของสนามแม่เหล็กที่มีต่อการดิสชาร์จ ซึ่งพิจารณาได้จากสนามแม่เหล็กที่ตำแหน่งยุติผล (cut-off magnetic field; B_c) โดยสนามแม่เหล็กจะมีผลต่อการดิสชาร์จเมื่อความเข้มของสนามแม่เหล็กมีค่ามากกว่าสนามแม่เหล็กที่ตำแหน่งยุติผล ซึ่งแสดงได้ดังสมการต่อไป

$$B_c = \frac{1}{L} \sqrt{\frac{2mV_c}{e}} \quad \text{สำหรับขั้วอิเล็กโทรดแผ่นราบ} \quad 2.11$$

โดย V_c คือ ความต่างศักย์ที่จ่ายระหว่างขั้วอิเล็กโทรด

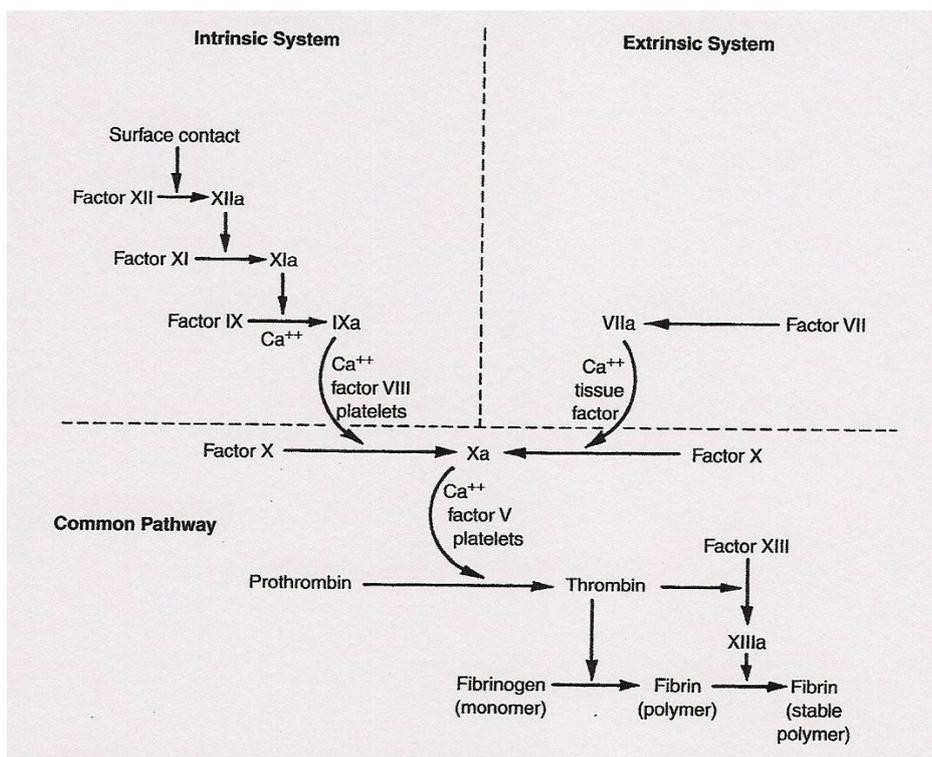
L คือ ระยะห่างระหว่างขั้วอิเล็กโทรด

2.3 กระบวนการแข็งตัวของเลือด

ในกระบวนการแข็งตัวของเลือดที่เกี่ยวข้องกับทางด้านวัสดุศาสตร์ชีวภาพและทางการแพทย์ ในที่นี้นั้นจะกล่าวถึงกระบวนการนำวัสดุทดแทนหรือวัสดุสังเคราะห์เข้าสู่ร่างกายของสิ่งมีชีวิต โดยผ่านกระบวนการจัดวางวัสดุดังกล่าวโดยมีการสัมผัสกับเลือดของสิ่งมีชีวิต โดยในกระบวนการดังกล่าวนั้นจะมีความเกี่ยวข้องกับปฏิกิริยาและกระบวนการต่างๆ ที่เกิดขึ้นร่วมกันจากพื้นผิวของวัสดุทดแทน เกล็ดเลือด และโปรตีนในเลือด โดยการมีปฏิสัมพันธ์ของส่วนประกอบทั้งสามดังกล่าวนี้จะก่อให้เกิดการก่อตัวของกระบวนการแข็งตัวของเลือด (Blood Coagulation) นั้นเอง

กระบวนการแข็งตัวของเลือด (Blood Coagulation)

กระบวนการแข็งตัวของเลือดสามารถที่จะเกิดขึ้นได้เมื่อเกิดกระบวนการชักนำขึ้น ไม่ว่าจะเป็นกระบวนการที่มีพื้นผิวของวัสดุทดแทนเป็นตัวชักนำ (Intrinsic System) หรือแม้แต่ปัจจัยอันเกิดจากเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิตเอง (Extrinsic System) ก็เป็นไปได้



รูปที่ 2.5 กระบวนการแข็งตัวของเลือดทั้งในส่วนของการแข็งตัวของเลือดที่มีพื้นผิวของวัสดุทดแทนเป็นตัวชักนำ (Intrinsic System) และ กระบวนการที่เกิดจากเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต (Extrinsic System) [22]

รูปที่ 2.5 แสดงถึงปัจจัยที่ส่งผลถึงกระบวนการการแข็งตัวของเลือดทั้งในระบบที่มีพื้นผิวของวัสดุทดแทนเป็นตัวชักนำ (Intrinsic System) และ กระบวนการที่เกิดจากเนื้อเยื่อของสิ่งมีชีวิต (Extrinsic System) จากกระบวนการทั้งสองข้างต้นจะเห็นได้ว่า กระบวนการการแข็งตัวของเลือดนั้นไม่จำเป็นต้องเป็นกระบวนการที่เกิดขึ้นภายในระบบสิ่งมีชีวิตเท่านั้น แต่สามารถเกิดขึ้นได้จากปัจจัยภายนอกซึ่งเกี่ยวข้องกับการสัมผัสระหว่างเลือดกับพื้นผิววัสดุทดแทนเป็นต้น และในบางลักษณะนั้นกระบวนการการแข็งตัวของเลือดนั้นอาจเกิดขึ้นได้จากการผสมผสานกันระหว่างปัจจัยทั้งสองข้างต้น

กลไกของกระบวนการการแข็งตัวของเลือด

ในระบบของการแข็งตัวของเลือดที่เกิดจากการชักนำของพื้นผิววัสดุทดแทน กระบวนการชักนำของพื้นผิวนั้นจะมุ่งถึงการสัมผัสของพื้นผิววัสดุกับเลือดและส่งผลถึงการดูดซับของโปรตีนต่อพื้นผิววัสดุดังกล่าวซึ่งถือเป็นปัจจัยหลักและปัจจัยเริ่มต้นของกระบวนการ โดยกลุ่มของโปรตีนที่เกี่ยวข้องจะ ได้แก่ factor XII, XI, Prekallikrein และ Kininogen ชนิดที่มีน้ำหนักโมเลกุล

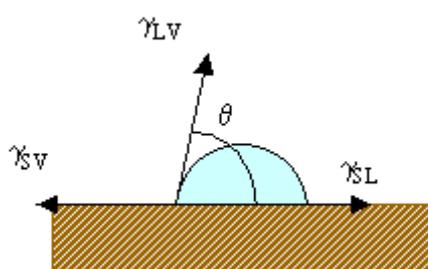
สูง โดยปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นจะต้องเกิดในระบบที่มีแคลเซียมเป็นองค์ประกอบ กระบวนการดังกล่าวนี้เป็นที่เข้าใจกันดีสำหรับระบบที่เกิดขึ้นภายนอกสิ่งมีชีวิต

กระบวนการแข็งตัวของเลือดแบบที่เกิดจากการชักนำของฟอสโฟลิพิดนั้นเริ่มต้นจากกระบวนการกระตุ้น factor IX ด้วย XIa และหลังจากนั้น factor IXa ก็จะกระตุ้น factor X ต่อมาเป็นลำดับ กระบวนการที่กล่าวมาจะร่วมกันชักนำให้เกิดการสร้างเส้นใยในส่วนของน้ำเลือดและกระตุ้นให้เกิดลิ่มเลือดจับตัวจนเกิดการแข็งตัวของเลือดนั่นเอง

กระบวนการทดสอบการแข็งตัวของเลือดนั้นสามารถทำการทดสอบได้ไม่ยากนักเพียงสังเกตถึงการเปลี่ยนแปลงสภาวะของเลือดจากที่เป็นของเหลวที่สามารถไหลได้คล่องเป็นสภาวะที่มีลักษณะคล้ายๆ เจลซึ่งจะส่งผลให้การไหลของเลือดนั้นช้าลงอย่างสังเกตเห็นได้

2.4 มุมสัมผัสของของเหลวบนพื้นผิววัสดุ

มุมสัมผัสของของเหลวบนพื้นผิวโดยทั่วไปจะเป็นตัวชี้วัดหรือบ่งบอกถึงความสามารถในการกระจายตัวหรือจัดวางตัวของของเหลวบนพื้นผิวนั้นๆ โดยในกระบวนการวัดมุมสัมผัสดังกล่าวนี้จะทำการวัดค่ามุมที่เกิดขึ้นจากเส้นสัมผัสของหยดของเหลวที่ถูกหยดลงบนพื้นผิววัสดุและเส้นแบ่งระหว่างหยดของของเหลวและพื้นผิววัสดุนั้น มุมสัมผัสดังกล่าวนี้จะเชื่อมโยงไปถึงค่าแรงตึงผิวของได้อีกด้วย โดยลักษณะของมุมที่กล่าวถึงนี้สามารถพิจารณาได้จากมุม θ ในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.6 แสดงถึงมุมสัมผัสของหยดของเหลวที่อยู่บนพื้นผิวของวัสดุ

อุปกรณ์และเครื่องมือที่ช่วยในการวัดค่าของมุมสัมผัสส่วนใหญ่จะมีส่วนประกอบพื้นฐานสำคัญคือ แหล่งกำเนิดแสง แท่นวางวัสดุพื้นผิวตัวอย่าง หลอดหยดสารละลาย กล้องถ่ายภาพความละเอียดสูง และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ช่วยวัดค่าของมุมให้มีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น

2.5 รายวิจัยที่เกี่ยวข้อง

การเคลือบวัสดุด้วยฟิล์ม DLC นับเป็นที่สนใจของนักวิทยาศาสตร์เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ประโยชน์ในวิทยาศาสตร์ประยุกต์แขนงต่างๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นสมบัติของฟิล์ม DLC จะเปลี่ยนไปตามภาวะที่ใช้ในการสังเคราะห์ ขึ้นกับวัตถุประสงค์ของการใช้งาน

การเตรียมฟิล์ม DLC

T. Shimizu และคณะ [16] ได้สังเคราะห์ฟิล์ม DLC ลงบนแผ่นรองรับ Ni ด้วยเทคนิค RF-PECVD ที่มีวงแหวนแม่เหล็กและมีตะแกรงกั้นระหว่างบริเวณที่กำเนิดพลาสมา กับบริเวณที่เกิดฟิล์มเพื่อควบคุมพลาสมาในระบบ เมื่อแปรค่าระยะห่างระหว่างตะแกรงกับบริเวณที่เกิดพลาสมาแล้วจะสามารถควบคุมอุณหภูมิอิเล็กตรอนในบริเวณที่เกิดฟิล์มได้ การสังเคราะห์ฟิล์มใช้อัตราส่วนของแก๊สมีเทนต่อแก๊สไฮโดรเจนคงที่ด้วยความดัน 0.1 torr กำลังไฟฟ้าที่ความถี่คลื่นวิทยุ 300 W และวัตต์อุณหภูมิอิเล็กตรอน อุณหภูมิอิเล็กตรอนถูกแปรค่าระหว่าง 0.52–2.46 eV โดยตรวจสอบลักษณะโครงสร้างของฟิล์มด้วยรามานสเปกโทรสโกปีและศึกษาลักษณะพื้นผิวฟิล์มด้วย SEM จากรายงานการวิจัยพบว่าอุณหภูมิอิเล็กตรอนมีผลต่อโครงสร้างและสมบัติของฟิล์ม DLC ลักษณะพื้นผิวฟิล์มที่ศึกษาด้วย SEM มีลักษณะเป็นผลึก (Crystalline) กระจายบนผิวหน้าและบางส่วนมีลักษณะเป็นพื้นผิวเรียบ สำหรับสเปกตรัมรามานปรากฏพีค D ที่ตำแหน่งเลขคลื่น 1332 cm^{-1} ซึ่งแสดงถึงองค์ประกอบของพันธะ sp^3 และปรากฏพีค G ที่ตำแหน่งเลขคลื่นประมาณ 1590 cm^{-1} ซึ่งแสดงถึงองค์ประกอบของพันธะ sp^2 แปรตามอุณหภูมิอิเล็กตรอนที่เปลี่ยนไป

Peng และคณะ [17] ทดสอบความขรุขระของฟิล์ม DLC ด้วยการเตรียมจากเทคนิค 3 เทคนิคคือ เทคนิค RF-PACVD จากแก๊สมีเทน เทคนิค DC magnetron sputtering ในแก๊สอาร์กอนและเทคนิค Cathodic Arc Discharge ในแต่ละวิธีจะมีการไบอัสแผ่นรองรับแปรค่าจนถึง 350 V หลังจากนั้นนำไปศึกษาความขรุขระของพื้นผิวฟิล์มด้วยเครื่อง Nanoscale Atomic Force Microscopy (AFM) พบว่าฟิล์ม DLC จากการเคลือบทั้ง 3 เทคนิค มีความขรุขระของผิวหน้าฟิล์มไม่แตกต่างกัน แต่ที่สำคัญพบว่าความขรุขระขึ้นกับศักย์ไฟฟ้าที่ไบอัสให้กับแผ่นรองรับในแต่ละเทคนิค

การทดสอบสมบัติของฟิล์ม DLC

Mansano และคณะ [18] ทำการสังเคราะห์ฟิล์ม DLC ซึ่งมีการเจือด้วยทังสเตนลงบนสารแผ่นซิลิกอน si(100) และ แผ่น Ti_6Al_4V ซึ่งเป็นสารที่ใช้ใส่ในร่างกาย (implant material) ด้วยเทคนิค Reactive Sputtering โดยใช้เป้าทังสเตนความบริสุทธิ์ 99.99% ที่ความดันในการสังเคราะห์ 0.67 Pa และความดันต่ำสุด 9.33×10^{-5} Pa ด้วยกำลังไฟฟ้า 850 mW/m^2 ควบคุมอุณหภูมิของแผ่นรองรับที่ 50°C และแปรค่าอัตราส่วนของ แก๊สมีเทน/อาร์กอนในพลาสมาเริ่มจาก 0% (พลาสมาของอาร์กอนบริสุทธิ์) จนกระทั่งถึง 100% (พลาสมาของมีเทนบริสุทธิ์) พบว่าการแปรค่าอัตราส่วนของพลาสมาที่ใช้สังเคราะห์ฟิล์ม มีผลต่อองค์ประกอบและผลทางด้าน biocompatibility ของฟิล์ม โดยฟิล์มจากอัตราส่วนมีเทน 40% มีโครงสร้างทางพื้นผิวที่เรียบ และสามารถเข้ากันได้กับสิ่งมีชีวิต (Biocompatible) ซึ่งเห็นได้จากการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ (cellular poison) ที่ภายนอกร่างกายจากสิ่งแวดล้อมที่ทำการศึกษามา (in vitro)

E. Salgueiredo และคณะ[19] ทำการสังเคราะห์ฟิล์ม DLC ลงบนแผ่นซิลิกอนไนไตรด์ (Si_3N_4) โดยวิธี DC magnetron sputtering ผลปรากฏว่า ทดสอบสมบัติ Wettability ด้วยการวัดมุมสัมผัส (contact angle) ได้ฟิล์ม DLC มีคุณสมบัติค่อนข้างเป็น Hydrophobic และเมื่อทดสอบสมบัติ biocompatibility ด้วย simulated body fluid (SBF) พบว่าฟิล์มที่ได้ไม่ก่อให้เกิดสารที่เป็นพิษต่อเซลล์ และสามารถเกาะติดกับเซลล์เป็นอย่างดี จึงสรุปได้ว่า ฟิล์ม DLC ที่สังเคราะห์ขึ้นมีสมบัติที่เหมาะสม ที่จะนำไปประยุกต์ใช้เป็นวัสดุทางการแพทย์

R.J. Narayan และคณะ [20] , F.Z. Cui และคณะ [21] ก็ยังได้ศึกษาผลของวัสดุที่เคลือบด้วย DLC ต่อการเปลี่ยนแปลงการเข้ากันได้กับสิ่งมีชีวิตอีกด้วย ซึ่งก็ยังให้ผลที่ดีว่า DLC เป็นสารเคลือบที่ดีและเหมาะสมที่จะนำมาประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ เนื่องจากมีสมบัติที่ดีทั้งทางด้าน การเข้ากันได้กับเลือดและสมบัติเชิงกลทั้งในด้านความแข็งแรงและทนทานต่อแรงกด นอกจากนี้ก็ยังมีงานวิจัยในระดับนานาชาติอีกมากมายที่ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับคุณสมบัติของสารเคลือบ DLC นี้ อย่างไรก็ตามผลของการผลิตหรือสังเคราะห์และวิธีการเคลือบ DLC สู่ substrate ยังไม่มีการศึกษา และเผยแพร่ได้อย่างชัดเจนในปัจจุบัน

จากรายงานและการศึกษาที่กล่าวมาข้างต้น จะเห็นได้ว่าเทคนิค DC magnetron sputtering ก็เป็นอีกวิธีที่มีการนำมาสังเคราะห์ฟิล์ม DLC ซึ่งให้อัตราการสังเคราะห์ที่สูงกว่าเมื่อเทียบกับการสังเคราะห์แบบ CVD สามารถเจือสารลงไปฟิล์มที่ต้องการได้สะดวกด้วยการใช้พลาสมาของสารนั้นๆ หรือใช้หัวแมกนีตรอนแบบคู่ในการสังเคราะห์ ให้ความขรุขระของฟิล์มเทียบเคียงกับเทคนิคอื่น และจากสมบัติที่พิเศษเป็นอย่างดีของฟิล์ม DLC ที่แสดงให้เห็นแล้วว่า สามารถเข้ากันได้กับระบบของสิ่งมีชีวิต คณะวิจัยจึงใช้เทคนิค DC magnetron sputtering

สังเคราะห์ฟิล์ม DLC เพื่อศึกษาเงื่อนไขในการสังเคราะห์ฟิล์มที่มีความเหมาะสมต่อการนำไปประยุกต์ใช้เป็นวัสดุชีวภาพต้นแบบทางการแพทย์

E. A. Vogler และคณะ [21] ได้ทำการศึกษาผลของพรีนิววัสดุชนิดต่างๆ ต่อการแข็งตัวของเลือด และพบว่า โพลีสไตรีน เป็นโพลิเมอร์ชนิดหนึ่งที่ไม่ได้ผลหรือมีผลต่อการชักนำให้เกิดการแข็งตัวของเลือดน้อยมาก ดังนั้นจึงเป็นสาเหตุให้ทางคณะผู้วิจัยได้เลือกโพลิเมอร์ชนิดนี้มาเป็นวัสดุตัวอย่างที่ใช้ในการทดสอบโดยนำมาทำการเคลือบผิวด้วยเงื่อนไขต่างๆ ดังที่จะกล่าวต่อไปในส่วนของการทดลอง

บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ผลการทดลองของการสเปกโทรสโกปีฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร ถูกแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ การวิเคราะห์คุณสมบัติทางด้านฟิสิกส์ของฟิล์มบางที่ได้โดยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด และการวิเคราะห์สมบัติด้านชีวภาพโดยศึกษาเบื้องต้นถึงค่าของมุมสัมผัสของน้ำบนพื้นผิวของวัสดุที่ทำการสังเคราะห์และค่าระยะเวลาในการชักนำให้เกิดการแข็งตัวของเลือดของพื้นผิววัสดุที่สังเคราะห์ได้

3.1 อุปกรณ์การทดลอง

อุปกรณ์การทดลองหลักประกอบด้วย เครื่อง ดีซี แมกนีตรอนสเปกโทรสโกปี ในรูปที่ 3.1 แกรฟิตความบริสุทธิ์สูงในรูปที่ 3.2 และพลาสมาเลือดที่ไม่มีส่วนประกอบของเม็ดเลือดขาว เม็ดเลือดแดงและเกร็ดเลือด (Fresh Frozen Plasma, FFP) ในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.1 เครื่อง ดีซี แมกนีตรอนสเปกโทรสโกปี ติดตั้ง ณ ห้องปฏิบัติการสุญญากาศและวัสดุศาสตร์



รูปที่ 3.2 แกรไฟต์ความบริสุทธิ์ 99.999 % ซึ่งใช้เป็นต้นกำเนิดสารในงานวิจัยนี้



รูปที่ 3.3 พลาสมาเลือดที่ไม่มีส่วนประกอบของเม็ดเลือดแดง เม็ดเลือดขาวและเกล็ดเลือด

3.2 ขั้นตอนการวิจัย

3.2.1 การสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร

3.2.1.1 การสปัตเทอริง

ในทุกครั้งที่ทำการสปัตเทอริงจะดำเนินการตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

ขั้นตอนก่อนการสปีดเทอริง

ทำความสะอาดเป่าด้วยกระดาษทรายเบอร์ละเอียด ทำความสะอาดหัวแมกนิตรอนเพื่อป้องกันเศษผงที่ติดอยู่ระหว่างหัวแมกนิตรอนและกราวซีลด์ และสาเหตุอื่นที่จะทำให้เกิดการอาร์คขึ้นได้ ติดตั้งเป่าที่หัวแมกนิตรอนและนำหัวแมกนิตรอนไปติดตั้งที่ด้านบนของภาชนะสุญญากาศ ปรับแผนวางแผ่นรองรับให้ห่างจากเป่าตามระยะห่างที่ต้องการ และตรวจสอบทุกระบบที่ใช้ในการสปีดเทอริง

เตรียมแผ่นรองรับ โดยแผ่นรองรับที่ใช้ในการสปีดเทอริง คือ แผ่นพอลิสไตรีน โดยนำไปตัดให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว และนำไปทำความสะอาดด้วยขั้นตอนดังต่อไปนี้

- ทำความสะอาดด้วยน้ำยาล้างจาน
- ทำความสะอาดด้วยน้ำปอดประจุ ในเครื่องอัลตราโซนิค เป็นเวลา 15 นาที
- ทำความสะอาดด้วยเอทานอล ในเครื่องอัลตราโซนิค เป็นเวลา 15 นาที
- ทำความสะอาดด้วยไอโซโพรพานอลในเครื่องอัลตราโซนิค เป็นเวลา 15 นาที
- เป่าให้แห้งด้วยก๊าซไนโตรเจน
- ชั่งมวลของแผ่นรองรับ แล้วนำไปใส่ไว้บนแท่นวางแผ่นรองรับ

3.2.1.2 ขั้นตอนการสปีดเทอริงเคลือบฟิล์มบาง

- เปิดปั๊มกลโรตารี และเปิดวาล์วหยาบสูบลอากาศออกจากภาชนะสุญญากาศจนความดันภายในภาชนะสุญญากาศมีค่าประมาณ 7.0×10^{-3} ทอร์
- เปิดน้ำระบายความร้อนให้กับปั๊มไอฟุ้งกระจาย จ่ายไฟให้กับขดลวดความร้อนของปั๊มไอฟุ้งกระจายเพื่อทำการต้มน้ำมัน
- ปิดวาล์วหยาบ เปิดวาล์วหลังเพื่อสูบลอากาศออกจากภาชนะสุญญากาศผ่านทางปั๊มไอฟุ้งกระจาย
- เปิดวาล์วหลักเพื่อสูบลอากาศออกจากภาชนะสุญญากาศด้วยการทำงานร่วมกันของปั๊มไอฟุ้งกระจายและปั๊มกลโรตารี
- เมื่อความดันภายในภาชนะสุญญากาศมีค่าประมาณ 6.5×10^{-6} ทอร์ ป้อนก๊าซอาร์กอนผ่านทางเครื่องควบคุมการไหลของก๊าซโดยมวล โดยควบคุมให้อัตราการไหลของก๊าซคงที่อย่างต่อเนื่องในปริมาณที่ต้องการ และเปิดวาล์วเพื่อปล่อยก๊าซอาร์กอนเข้าไปในภาชนะสุญญากาศ ควบคุมปริมาณการไหลของก๊าซอาร์กอนที่ไหลเข้าสู่ภาชนะสุญญากาศ จนความดันภายในภาชนะสุญญากาศมีค่าอยู่ในช่วง $1 \times 10^{-3} - 1.3 \times 10^{-3}$ ทอร์
- เปิดแหล่งกำเนิดไฟฟ้ากระแสตรง ปรับกำลังที่จ่ายให้กับระบบโดยมีค่าระหว่าง 25-150 วัตต์ และสังเกตการโก่งตัวดิซซาร์จที่เกิดขึ้น

- เมื่อเกิดการโกล์วติสซาร์จขึ้น ปรับวาล์วหลังให้อัตราการปั๊มสัมพันธ์กับอัตราการไหลของก๊าซ เพื่อให้ความดันภายในภาชนะสุญญากาศขณะปั๊มก๊าซอาร์กอนมีค่าคงที่
- เมื่อควบคุมเงื่อนไขได้ตามต้องการแล้วทำการสับเทอริงเป็นเวลาตามต้องการ
- เมื่อทำการสับเทอริงครบตามเวลาที่ต้องการ ปิดแหล่งกำเนิดไฟฟ้ากระแสตรง ปิดระบบการปั๊มก๊าซ หยุดการจ่ายไฟให้กับขดลวดความร้อนที่ปั๊มไอฟุ้งกระจาย ปิดปลั๊กวาล์วปล่อยอากาศเข้าสู่ภาชนะสุญญากาศ นำที่วางแผ่นรองรับพร้อมแผ่นรองรับออกจากภาชนะสุญญากาศผ่านทางช่องทางใส่แผ่นรองรับ ชั่งมวลแผ่นรองรับหลังการเคลือบ และปิดปั๊มกลโรตารี หลังจากขดลวดความร้อนเย็นลง

3.2.1.3 เงื่อนไขที่ใช้ในการสับเทอริง

ในเงื่อนไขของการสับเทอริง เป้าแกรไฟต์ถูกนำมาใช้ในการสับเทอริง ที่ระยะห่างระหว่างเป้าถึงแผ่นรองรับ 15 เซนติเมตร นอกจากนี้จากการทดลองการสับเทอริง พบว่าความดันของก๊าซอาร์กอนที่สามารถทำให้การสับเทอริงยังรักษาสภาพอยู่ได้อย่างต่อเนื่องมีค่าต่ำสุดที่ประมาณ 1×10^{-3} ทอร์ ดังนั้นจึงทำการสับเทอริงในความดันของก๊าซอาร์กอนที่ประมาณ $1 - 3 \times 10^{-3}$ ทอร์ โดยการสับเทอริงได้ใช้ตามเงื่อนไขในตารางการทดลองที่ 3.1 ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 3.1 แสดงเงื่อนไขที่ใช้ในการสับเทอริง

ตัวแปรในการทดลอง	เงื่อนไขที่ใช้ในการทดลอง
เป้าที่ใช้	แกรไฟต์
แผ่นรองรับ	แผ่นโพลีสไตรีน
ระยะห่างระหว่างเป้าถึงแผ่นรองรับ	15 เซนติเมตร
ความดันพื้นฐาน	$4.5 - 6 \times 10^{-6}$ ทอร์
ปริมาณก๊าซอาร์กอน	12 ลูกบาศก์เซนติเมตรต่อนาที
ความดันขณะทำการสับเทอริง	$1.0 - 1.3 \times 10^{-3}$ ทอร์
เวลาที่ใช้ในการเคลือบ	60-180 วินาที
ปรับค่าพลังงานของการดิสซาร์จ	25 - 125 วัตต์

3.2.2 การตรวจสอบสมบัติของฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร

3.2.2.1 ตรวจสอบสมบัติทางพื้นผิวด้วย SEM



รูปที่ 3.4 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

3.2.2.2 ตรวจสอบสมบัติความชอบน้ำด้วยเครื่องวัดมุมสัมผัส



รูปที่ 3.5 แสดงอุปกรณ์และเครื่องมือพื้นฐานที่ใช้ในการวัดค่ามุมสัมผัสบนพื้นผิว

3.2.2.3 การทดสอบผลของการสังเคราะห์ DLC ฟิล์ม ด้วยเงื่อนไขต่างๆ ที่มีต่อการ แข็งตัวของพลาสมาเลือด

ในการทดสอบผลของการสังเคราะห์ DLC ฟิล์ม ด้วยเงื่อนไขต่างๆ ที่มีต่อการ
แข็งตัวของพลาสมาเลือดในครั้งนี้ ทางผู้วิจัยได้นำพลาสมาเลือดชนิด Fresh Frozen Plasma ซึ่งเป็น

พลาสมาเลือดชนิดที่ไม่มีเซลล์เม็ดเลือดใดๆ อยู่ หรือมีอยู่ในปริมาณที่น้อยมากมาใช้ โดยได้รับการอนุเคราะห์พลาสมาเลือดดังกล่าวมาจากธนาคารเลือด โรงพยาบาลธรรมศาสตร์ ทั้งนี้ ลำดับขั้นตอนในการทดสอบเป็นดังนี้

1. ตัดแผ่นโพลิสไตรีนที่ทำการเคลือบฟิล์มแล้วในแต่ละเงื่อนไขของการสังเคราะห์ให้มีขนาด 0.5x0.5 ตารางเซนติเมตร ซึ่งจะทำให้ได้ค่าของพื้นที่หน้าตัดรวมทั้งสองด้านมีขนาด 0.50 ตารางเซนติเมตร
2. นำแผ่นโพลิสไตรีนที่เคลือบฟิล์มแล้วในข้อ 1 ของแต่ละเงื่อนไขการสังเคราะห์ที่ตัดแล้วใส่ลงในหลอดทดลองจำนวน 1 แผ่นต่อ 1 หลอด และมี 1 หลอดที่ไม่ต้องใส่แผ่นโพลิสไตรีนซึ่งจะใช้เป็นหลอดควบคุม
3. นำพลาสมาเลือด ปริมาณ 0.5 ml ใส่ลงในหลอดทดลองแต่ละหลอดในข้อ 2 พร้อมกับใส่ 0.2M แคลเซียมคลอไรด์ปริมาณ 100 ไมโครลิตรลงไป เริ่มจับเวลา และปิดฝาหลอดด้วยพาราฟิล์มแล้วนำไปหมุนด้วยเครื่องหมุนแก้ว
4. สังเกตดูลักษณะของพลาสมาเลือด พร้อมบันทึกเวลาที่พลาสมาเลือดเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงโดยพลาสมา เลือดจะหนืดขึ้นและมีลักษณะคล้ายเจล
5. เปรียบเทียบผลของเวลาที่ได้ (clotting time) กับเงื่อนไขแต่ละอันที่ใช้ในการสังเคราะห์ ฟิล์ม DLC บนโพลิสไตรีน พร้อมวิเคราะห์ผล



รูปที่ 3.6 การจัดเตรียมอุปกรณ์การทดลองเพื่อทดสอบผลของการสังเคราะห์ DLC ฟิล์มด้วยเงื่อนไขต่างๆ ที่มีต่อการแข็งตัวของพลาสมาเลือด

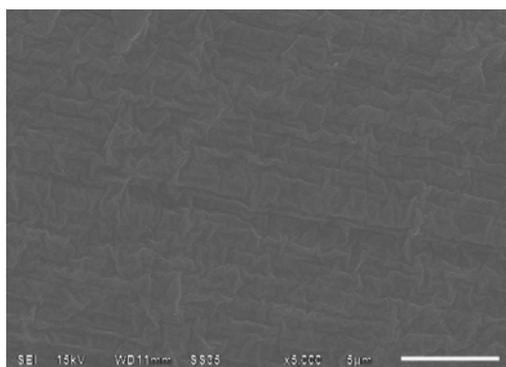
บทที่ 4 ผลการวิจัย

ในบทนี้ จะแสดงถึงสมบัติของฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชรที่สังเคราะห์ได้ภายใต้ภาวะการสังเคราะห์ต่างๆ ด้วยเทคนิค ดีซี แมกนีตรอนสปัตเตอริง โดยการตรวจสอบลักษณะของพื้นผิว ด้วย SEM และผลของการวัดค่ามุมสัมผัสของพื้นผิวที่สังเคราะห์ขึ้นได้ อีกทั้งผลของการทดสอบค่าระยะเวลาการแข็งตัวของเลือดเมื่อสัมผัสกับพื้นผิวที่สังเคราะห์ขึ้นได้ ด้วยเงื่อนไขในการสังเคราะห์ที่แตกต่างกัน

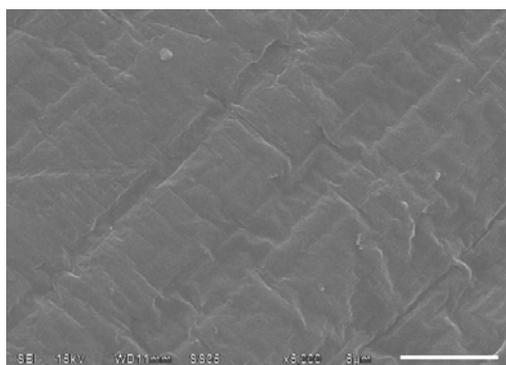
4.1 ผลการทดลองและวิเคราะห์ลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC ด้วย SEM

ลักษณะพื้นผิว

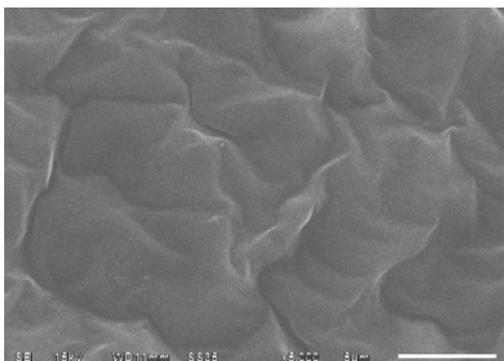
4.1.1 ผลของกำลังไฟฟ้าต่อลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC



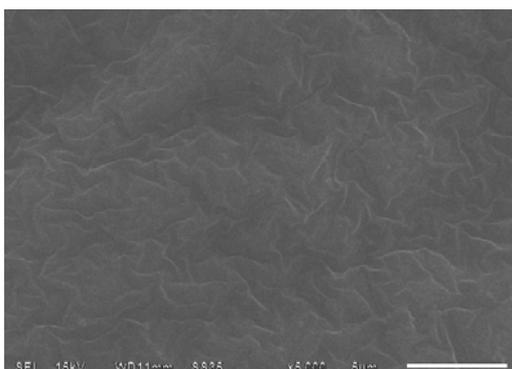
(ก) กำลังไฟฟ้า 50 W



(ข) กำลังไฟฟ้า 75 W



(ค) กำลังไฟฟ้า 100 W

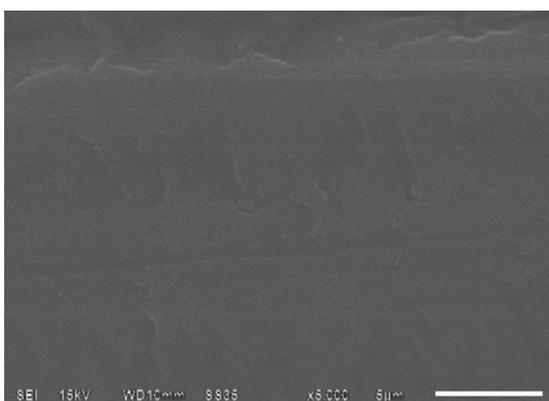


(ง) กำลังไฟฟ้า 125 W

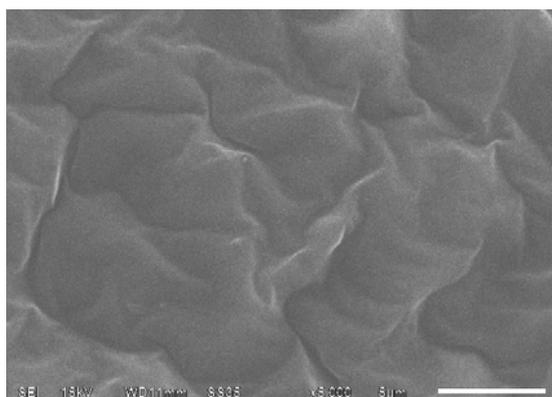
รูปที่ 4.1 ลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC ที่กำลังไฟฟ้าระหว่าง 50 – 125 W ที่ระยะเวลาการสังเคราะห์ 120 s

ศึกษาลักษณะพื้นผิวที่ได้ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด จากรูปที่ 4.1 พบว่าเมื่อกำลังไฟฟ้าอยู่ระหว่าง 50 – 75 W แผ่นฟิล์มจะมีลักษณะเรียบไม่ปรากฏลักษณะของดอกกะหล่ำหรือเม็ดเกรน เมื่อกำลังไฟฟ้าเพิ่มขึ้นระหว่าง 100 – 125 W จะมีความขรุขระเพิ่มมากขึ้นมีลักษณะเป็นเกล็ดเพิ่มขึ้น แต่เมื่อเพิ่มกำลังไฟฟ้าขึ้น จะทำให้แผ่นเกิดการบิดงอขึ้น

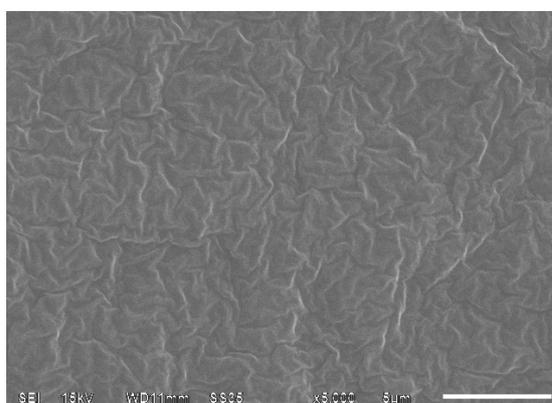
4.1.2 ผลของระยะเวลาในการสังเคราะห์ต่อลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC



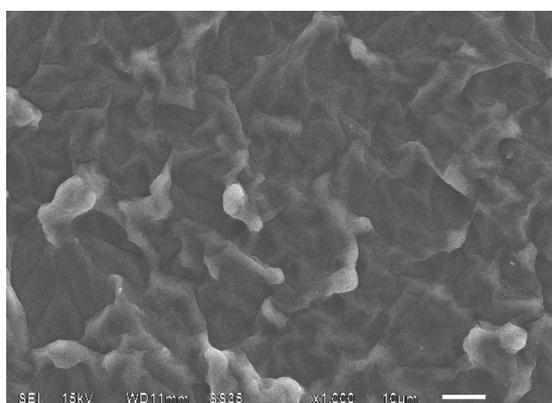
(ก) ที่ระยะเวลา 90s



(ข) ที่ระยะเวลา 120s



(ค) ที่ระยะเวลา 150s



(ง) ที่ระยะเวลา 180s

รูปที่ 4.2 ลักษณะพื้นผิวของฟิล์ม DLC ที่ระยะเวลาการสังเคราะห์ระหว่าง 90 – 180 s ที่กำลังไฟฟ้า 100 W

จากรูปที่ 4.2 พบว่าเมื่อระยะเวลาการสังเคราะห์เพิ่มมากขึ้น ในตัวอย่างที่ใช้กำลังไฟฟ้าเท่ากัน พบว่าที่ระยะเวลา 90 s พื้นผิวของฟิล์มค่อนข้างเรียบ มีเม็ดเกรนเริ่มปรากฏ เมื่อระยะเวลาการสังเคราะห์เพิ่มมากขึ้น เม็ดเกรนหายไป และพื้นผิวเกิดเป็นเกล็ด ที่เวลาการสังเคราะห์ 150 – 180 s จะมีแนวโน้มที่เป็นเกล็ดมากยิ่งขึ้น

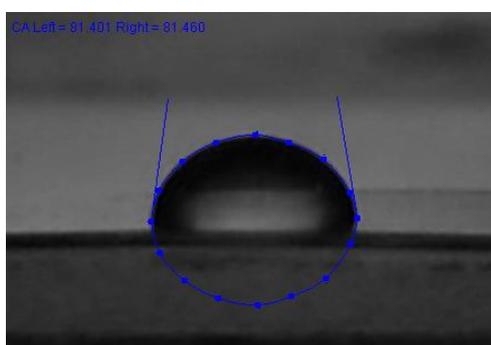
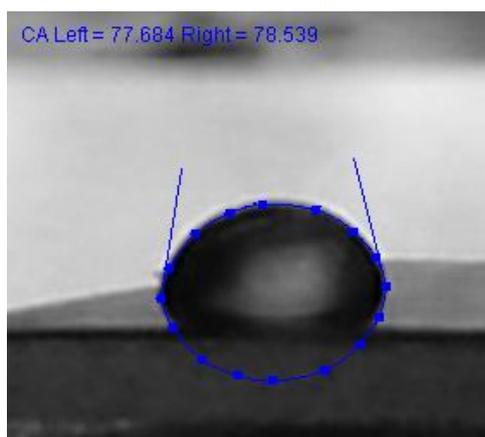
4.2 ผลการทดลองและวิเคราะห์ค่ามุมสัมผัสและระยะเวลาแข็งตัวของเลือดของพื้นผิวในแต่ละเงื่อนไขของการสังเคราะห์

ตารางที่ 4.1 แสดงระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือดเมื่อทดสอบด้วยแผ่นฟิล์มที่เคลือบด้วยเงื่อนไขการสังเคราะห์ต่างๆ

ลำดับ ที่	เงื่อนไขการสังเคราะห์ Power (watt) :Time (s)	ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด (วินาที)				
		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	เฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน
1	ควบคุม (ไม่มีแผ่นฟิล์ม)	45.12	44.32	44.50	44.65	0.42
2	50:60	18.00	17.10	17.01	17.37	0.55
3	50:90	22.05	17.68	19.89	19.87	2.19
4	50:120	25.51	26.32	23.10	24.98	1.67
5	50:150	20.34	21.67	19.84	20.62	0.95
6	50:180	23.35	23.70	22.97	23.34	0.37
7	75:60	16.02	16.68	15.98	16.23	0.39
8	75:90	16.18	16.69	16.74	16.54	0.31
9	75:120	15.88	16.69	16.78	16.45	0.50
10	75:150	17.21	15.93	16.80	16.65	0.65
11	75:180	21.51	21.79	21.40	21.57	0.20
12	100:60	15.30	14.98	15.48	15.25	0.25
13	100:90	16.65	15.57	15.84	16.02	0.56
14	100:120	17.50	17.78	18.08	17.79	0.29
15	100:150	18.36	18.13	18.60	18.36	0.24
16	100:180	27.94	27.63	25.15	26.91	1.53
17	125:60	16.15	18.63	15.25	16.68	1.75
18	125:90	23.44	22.63	23.88	23.32	0.63
19	125:120	21.37	21.84	21.44	21.55	0.25
20	125:150	17.10	19.17	17.77	18.01	1.06
21	125:180	19.93	18.54	18.72	19.06	0.76
22	150:90	15.41	16.51	16.65	16.19	0.68
23	150:120	16.61	16.44	16.25	16.43	0.18
24	150:150	16.20	16.51	16.42	16.38	0.16
25	150:180	18.90	17.24	17.64	17.93	0.87

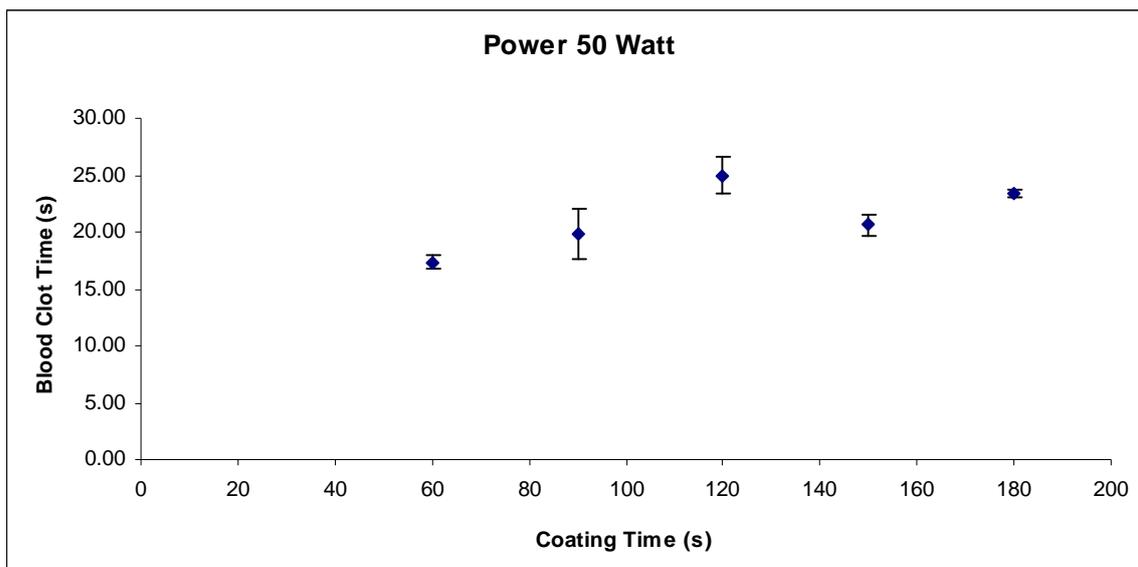
ตารางที่ 4.2 แสดงค่ามอดุลัมพัทธ์ของแผ่นฟิล์มที่เคลือบด้วยเงื่อนไขการสังเคราะห์ต่างๆ

ลำดับ ที่	เงื่อนไขการสังเคราะห์ Power (watt) :Time (s)	ค่ามอดุลัมพัทธ์ (องศา)				
		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	เฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน
1	50:60	79.90	79.13	79.19	79.40	0.43
2	50:90	78.77	78.53	79.30	78.87	0.39
3	50:120	78.18	77.93	77.74	77.95	0.22
4	50:150	75.93	78.12	78.11	77.39	1.26
5	50:180	74.95	75.70	74.80	75.15	0.49
6	75:60	81.70	81.66	79.85	81.07	1.06
7	75:90	81.40	81.81	81.77	81.66	0.22
8	75:120	69.53	69.25	73.20	70.66	2.20
9	75:150	72.10	71.13	72.42	71.88	0.67
10	75:180	75.84	71.43	70.26	72.51	2.94
11	100:60	75.87	74.67	74.81	75.11	0.65
12	100:90	72.10	72.57	72.33	72.33	0.23
13	100:120	80.58	80.35	80.63	80.52	0.15
14	100:150	74.98	72.10	72.85	73.31	1.50
15	100:180	63.50	63.31	63.45	63.42	0.10
16	125:60	80.21	80.85	80.99	80.68	0.41
17	125:90	81.40	80.98	79.02	80.47	1.27
18	125:120	69.51	69.20	69.78	69.50	0.29
19	125:150	74.65	74.12	72.42	73.73	1.17
20	125:180	73.14	76.15	74.76	74.68	1.51
21	150:90	73.49	73.83	73.37	73.56	0.24
22	150:120	74.35	74.11	73.91	74.12	0.22
23	150:150	67.41	62.98	63.02	64.47	2.55
24	150:180	82.13	81.66	81.21	81.67	0.46

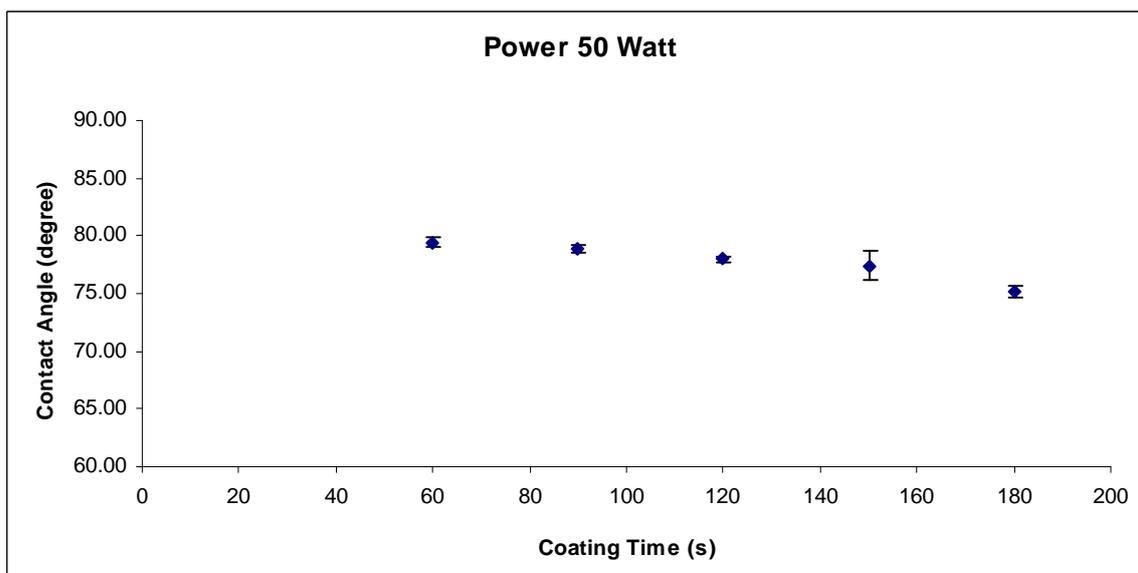


รูปที่ 4.3 แสดงตัวอย่างการวัดมุมสัมผัสของน้ำบนฟิล์มที่ผ่านการเคลือบด้วย
เงื่อนไขการสังเคราะห์ต่างๆ

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

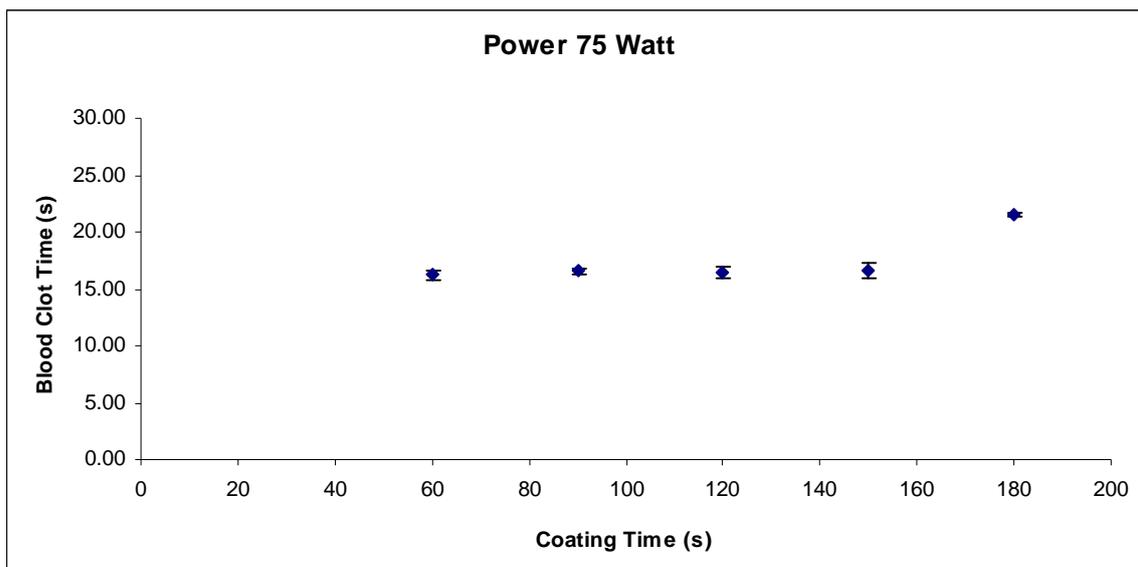


ข) ค่ามุมสัมผัสพื้นผิวฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

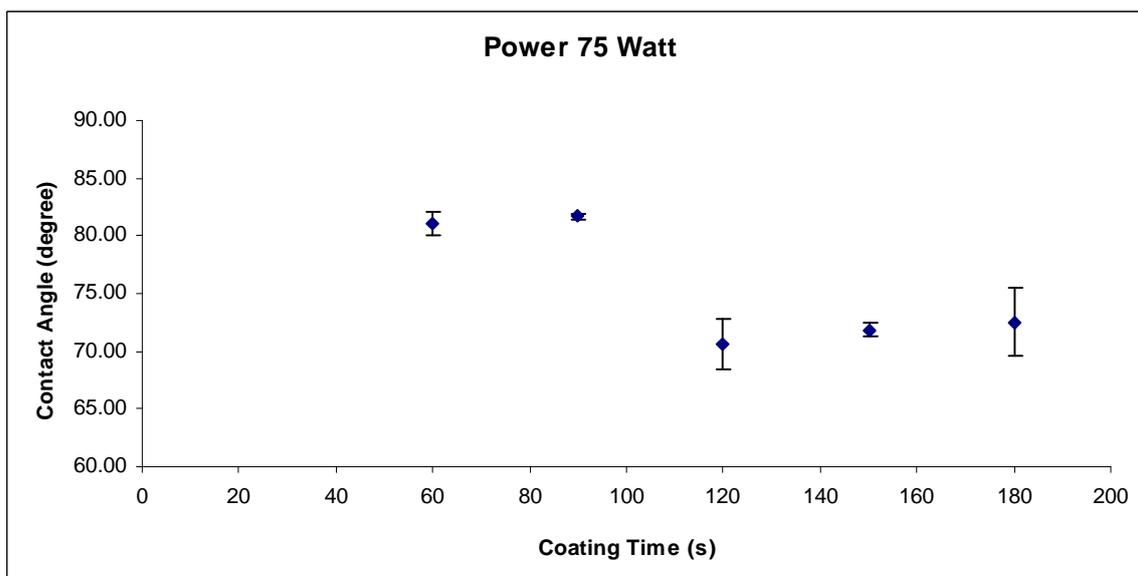


รูปที่ 4.4 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสพื้นผิวฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้ค่ากำลังในการสังเคราะห์ 50 วัตต์

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

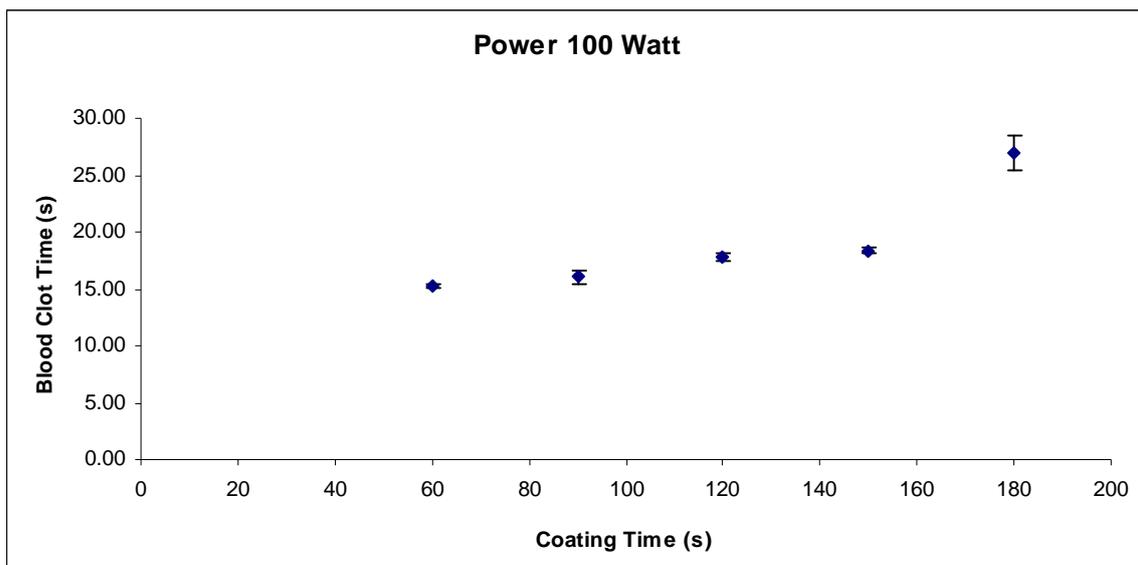


ข) ค่ามุมสัมผัสพื้นผิวฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

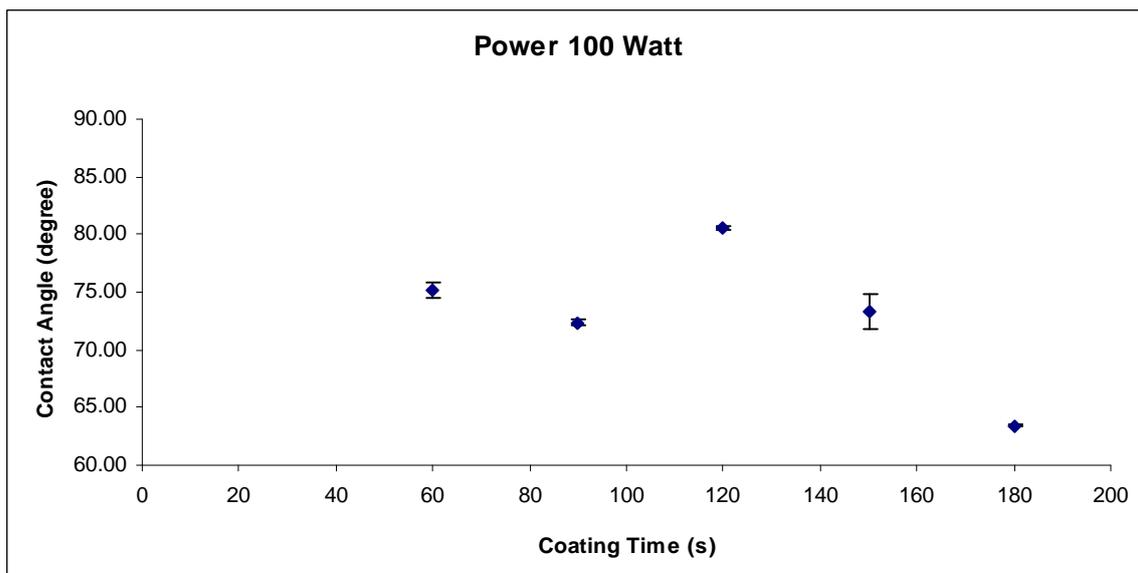


รูปที่ 4.5 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสพื้นผิวฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้ค่ากำลังในการสังเคราะห์ 75 วัตต์

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

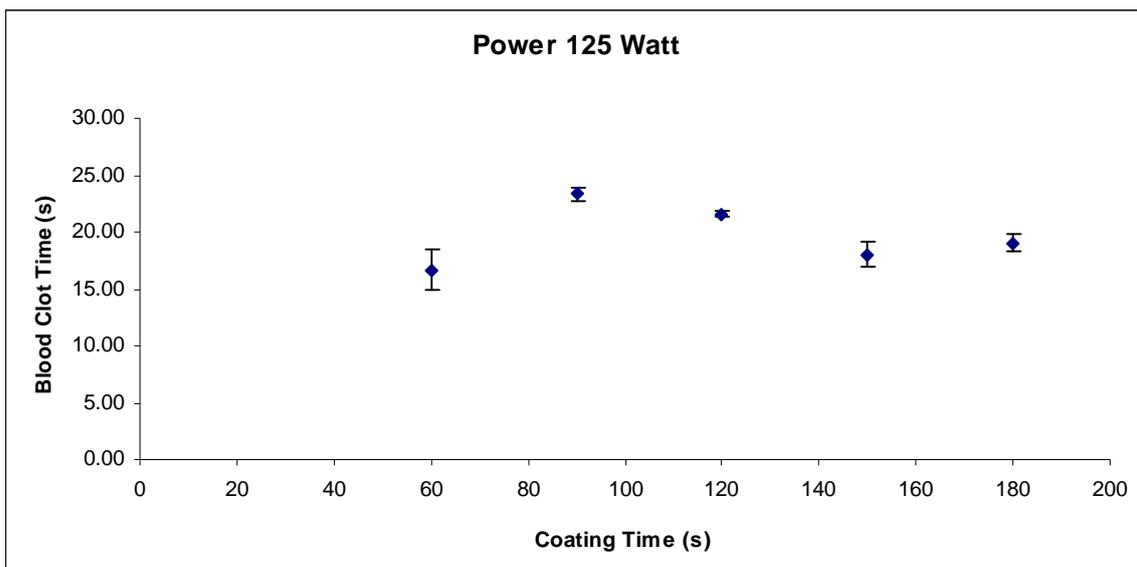


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

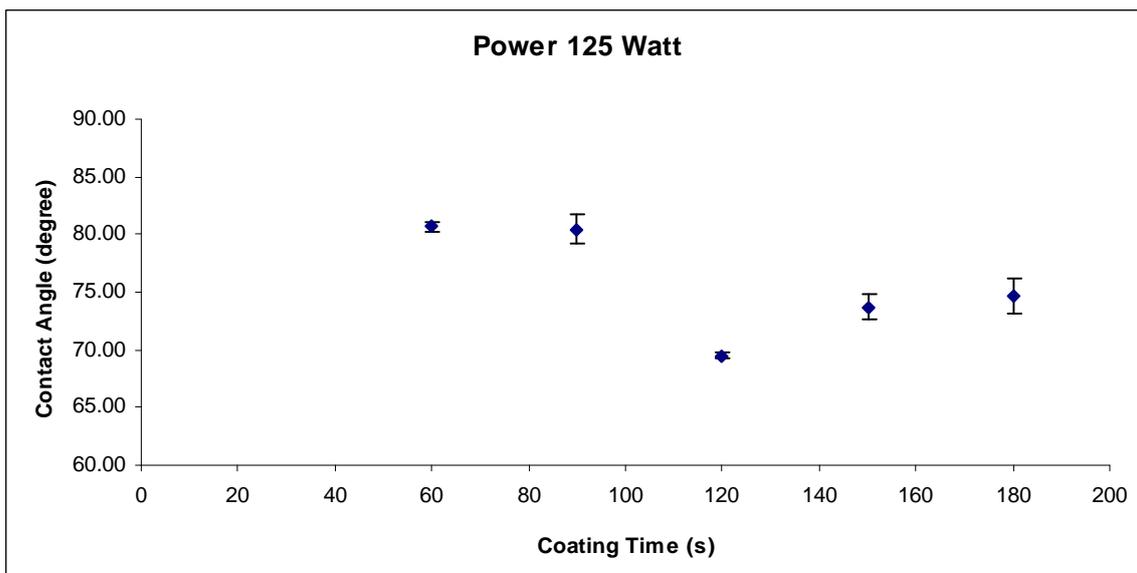


รูปที่ 4.6 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้ค่ากำลังในการสังเคราะห์ 100 วัตต์

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

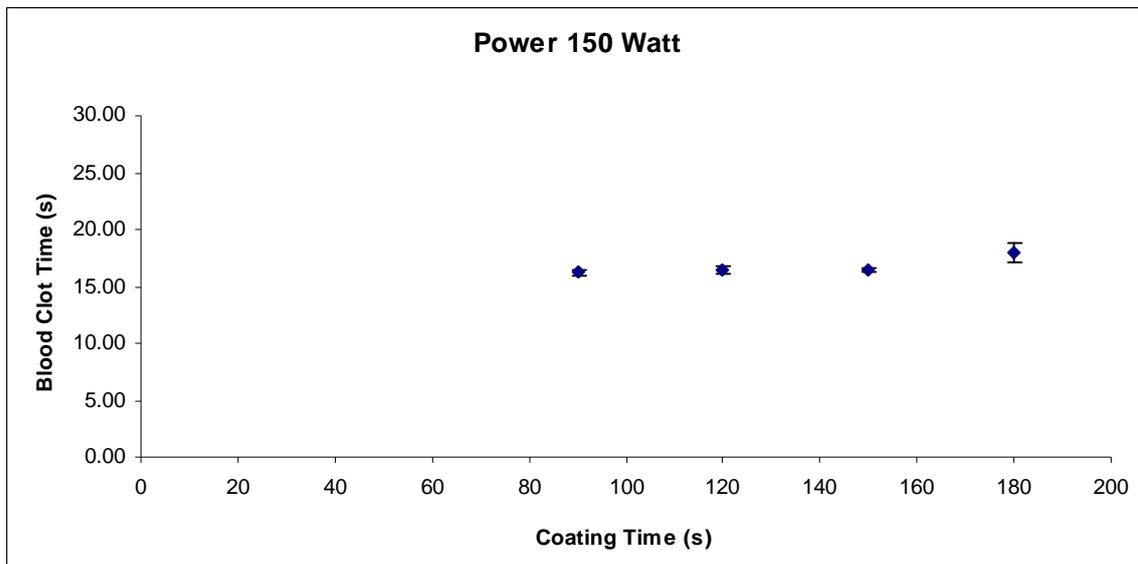


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

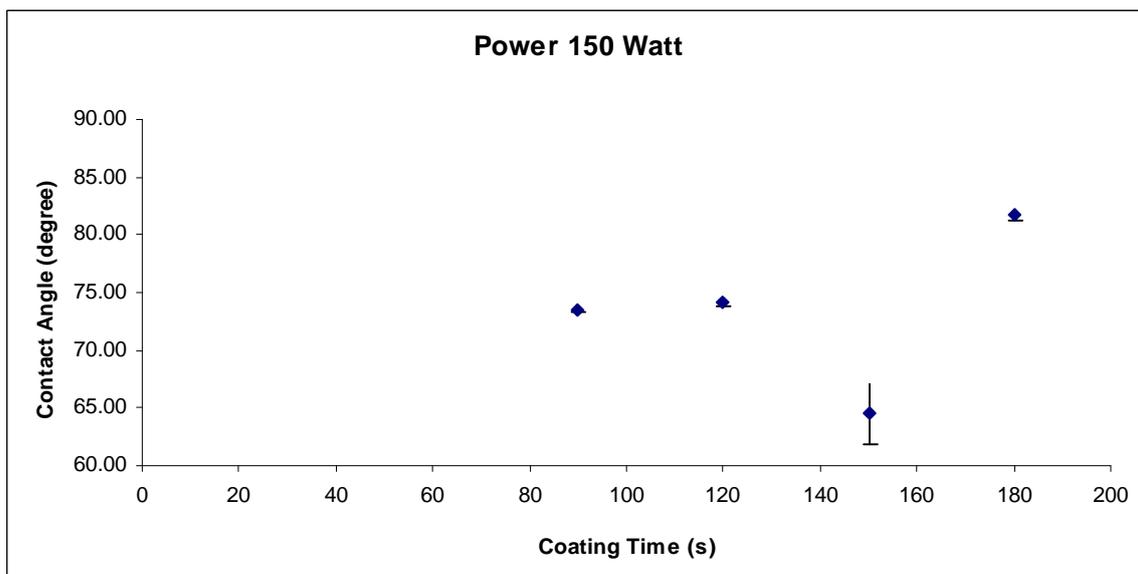


รูปที่ 4.7 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้ค่ากำลังในการสังเคราะห์ 125 วัตต์

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

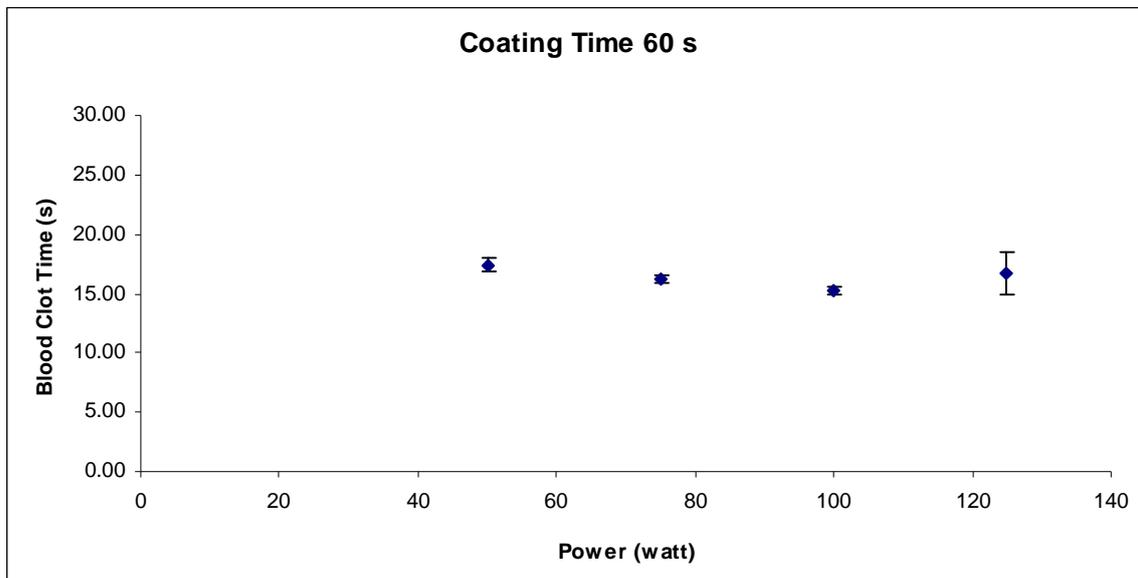


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ

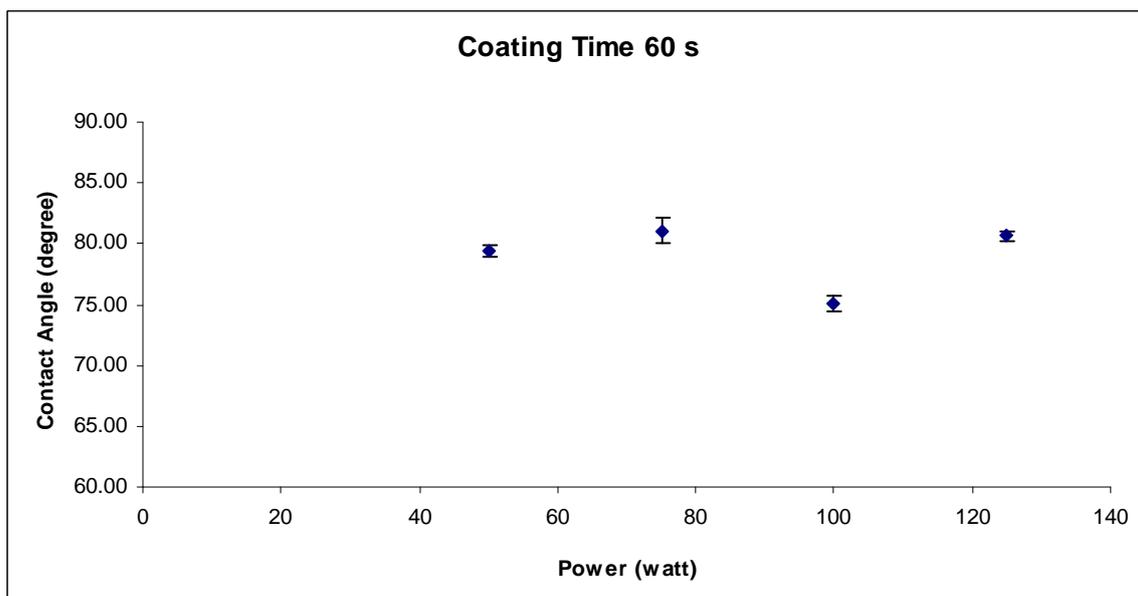


รูปที่ 4.8 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ เวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้ค่ากำลังในการสังเคราะห์ 150 วัตต์

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

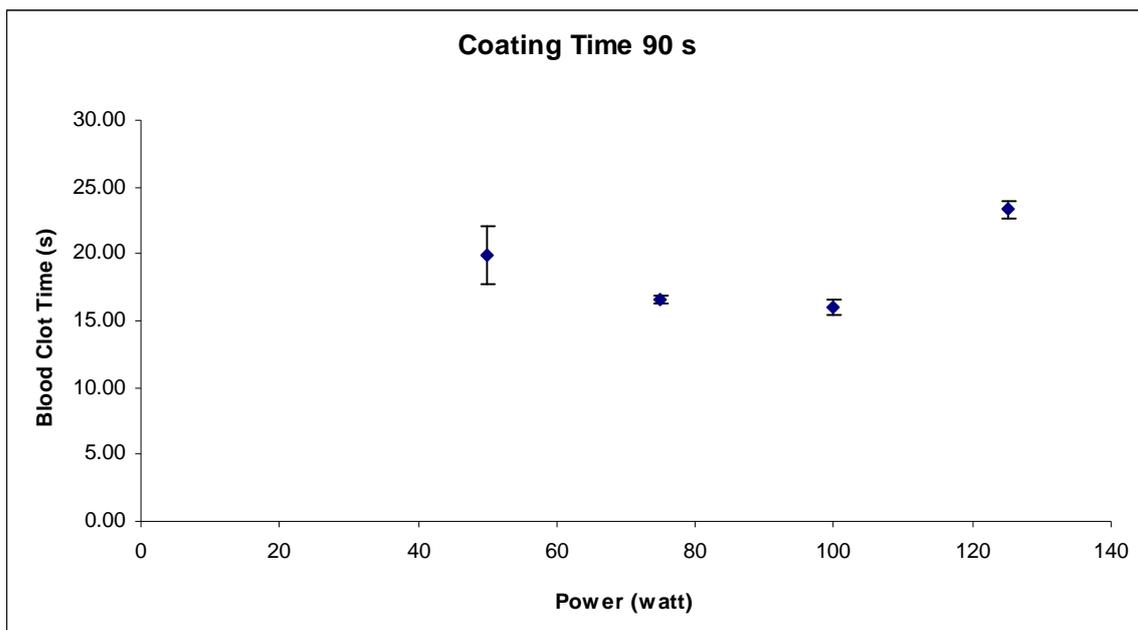


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

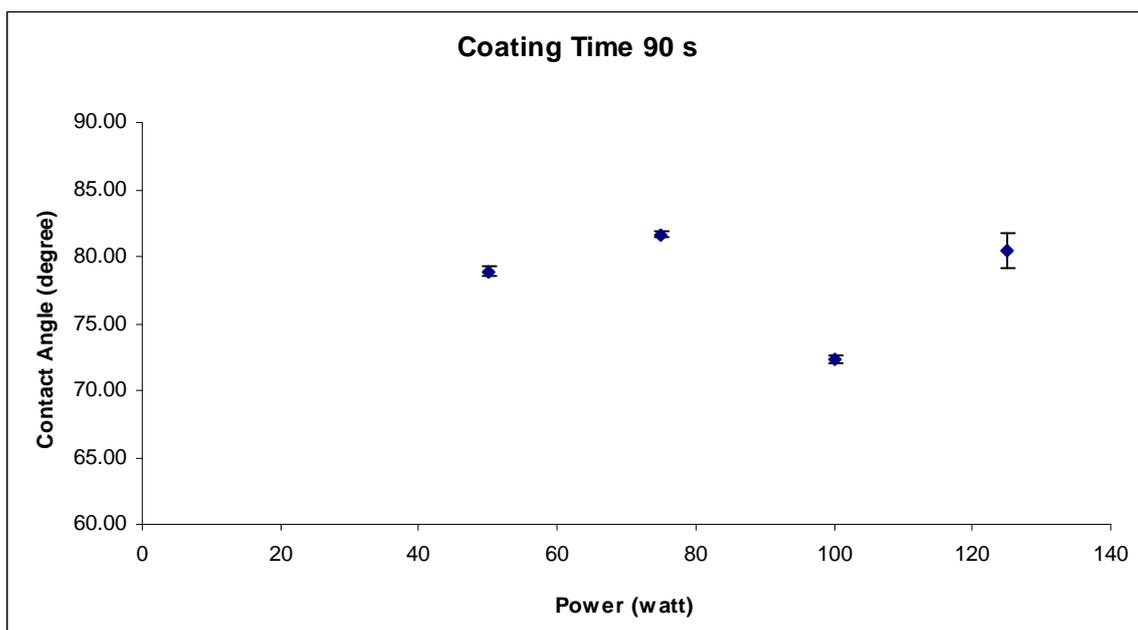


รูปที่ 4.9 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการสังเคราะห์ 60 วินาที

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

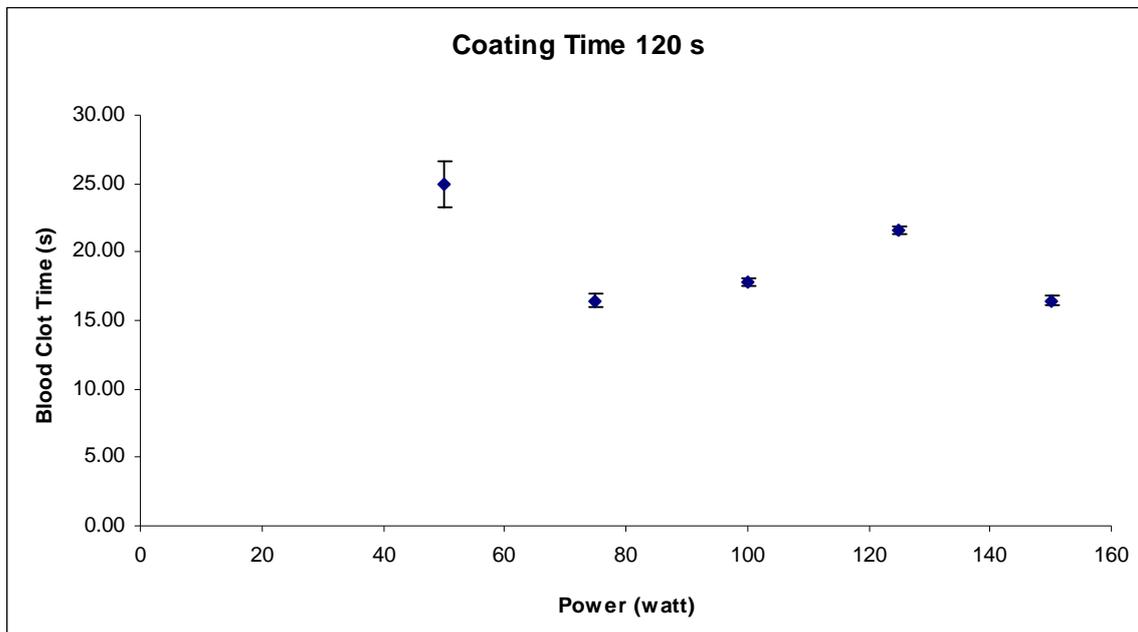


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

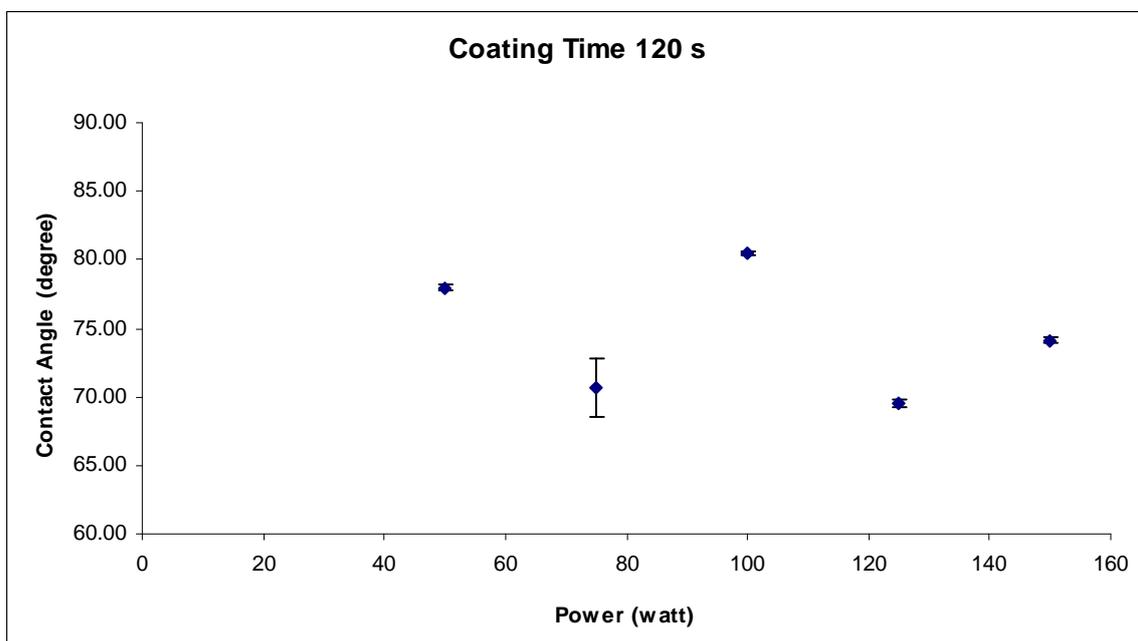


รูปที่ 4.10 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการสังเคราะห์ 90 วินาที

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

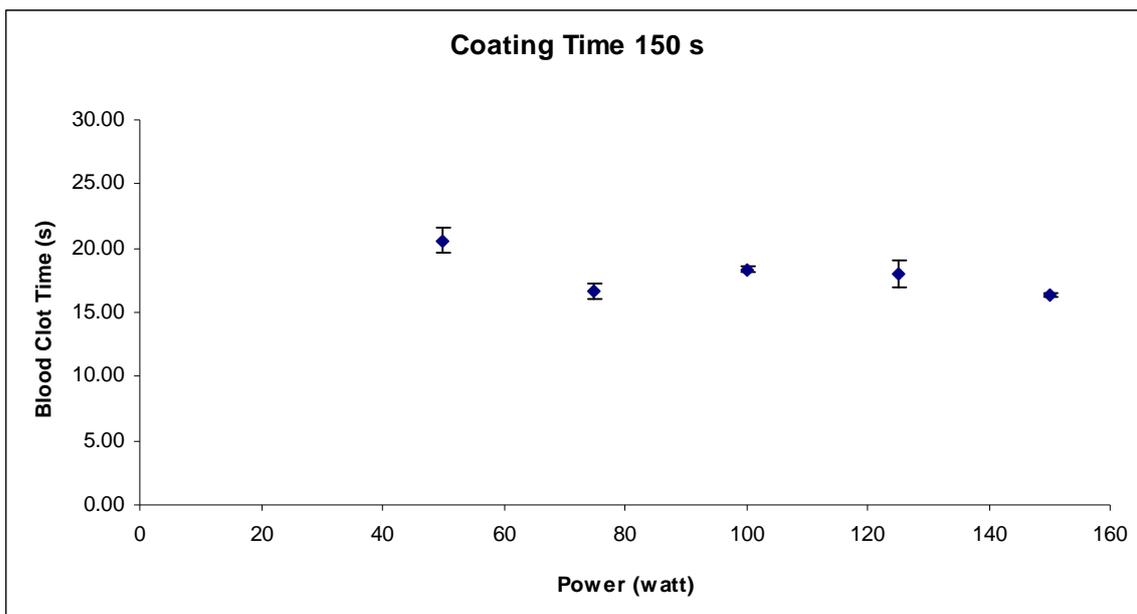


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

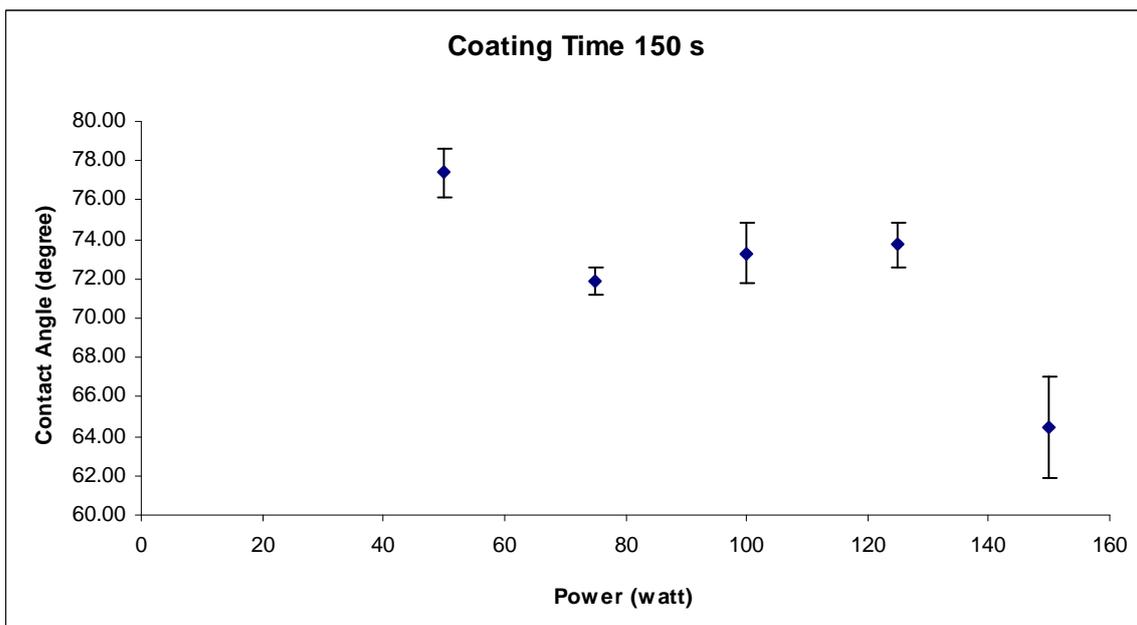


รูปที่ 4.11 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการสังเคราะห์ 120 วินาที

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

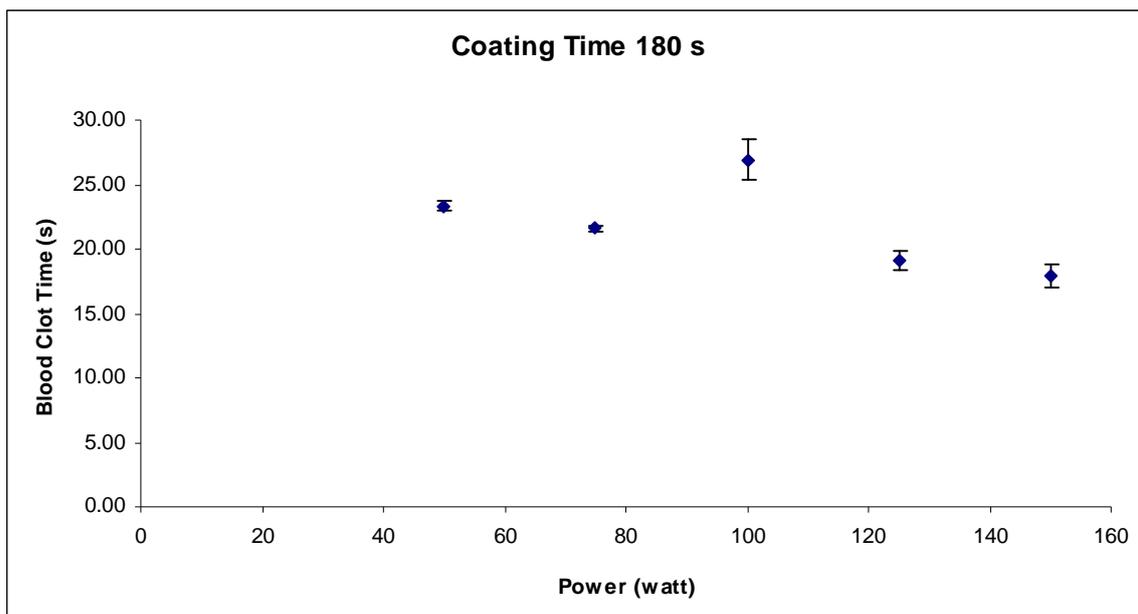


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

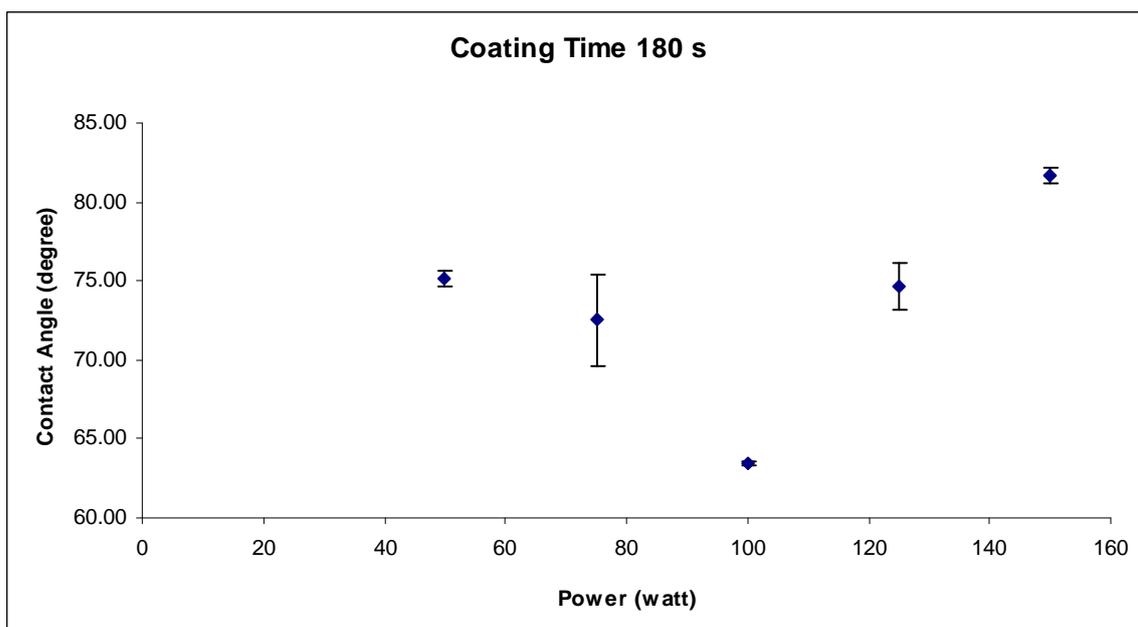


รูปที่ 4.12 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการสังเคราะห์ 150 วินาที

ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

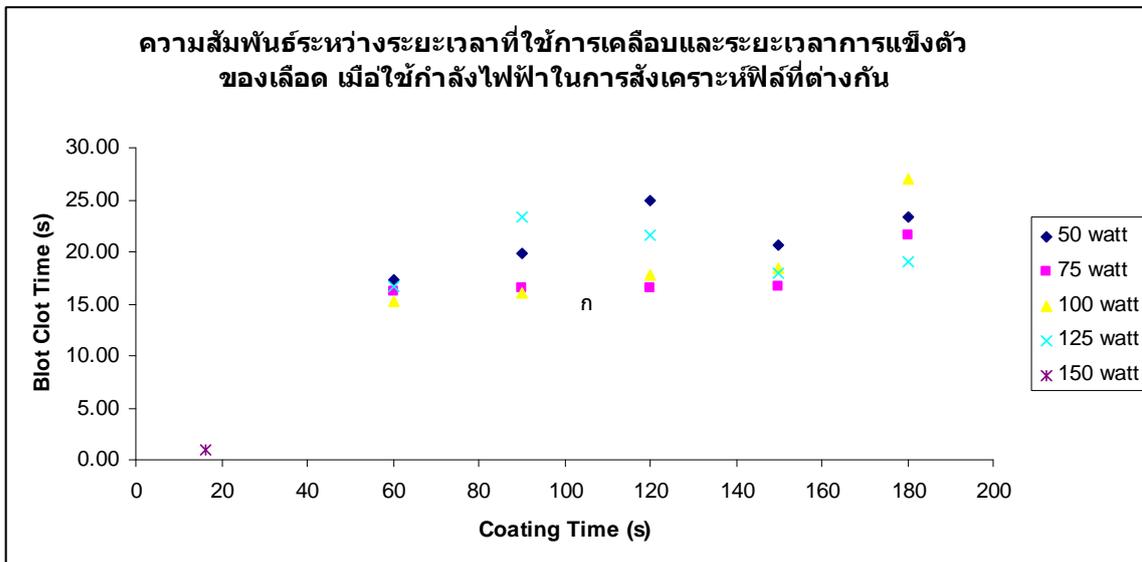


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ

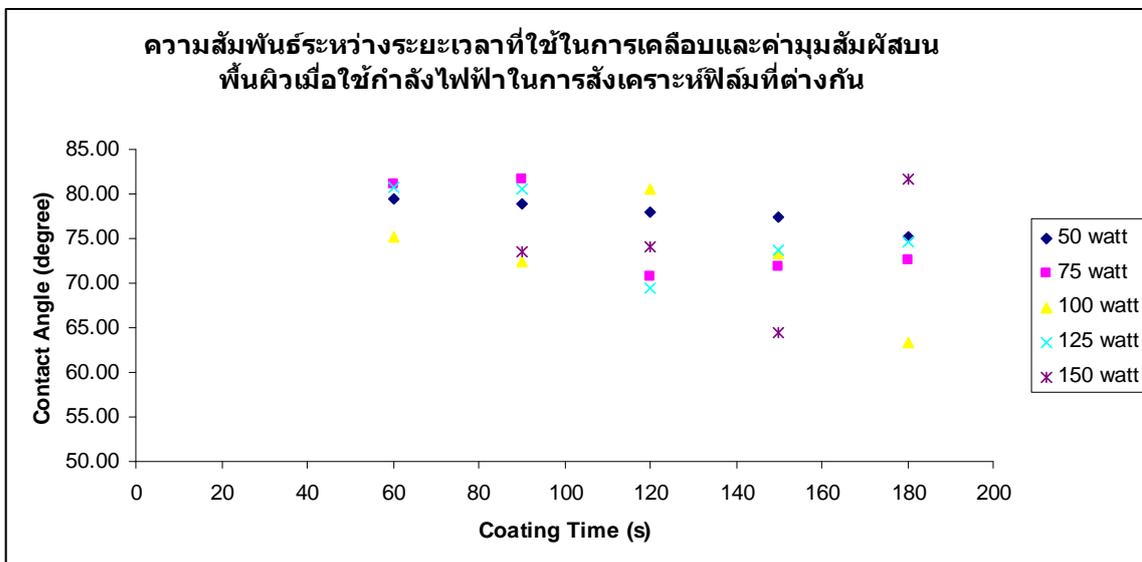


รูปที่ 4.13 แสดงความสัมพันธ์ของ (ก) ค่าระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการสังเคราะห์ 180 วินาที

ก) ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้กำลังไฟฟ้าในการเคลือบต่างๆ

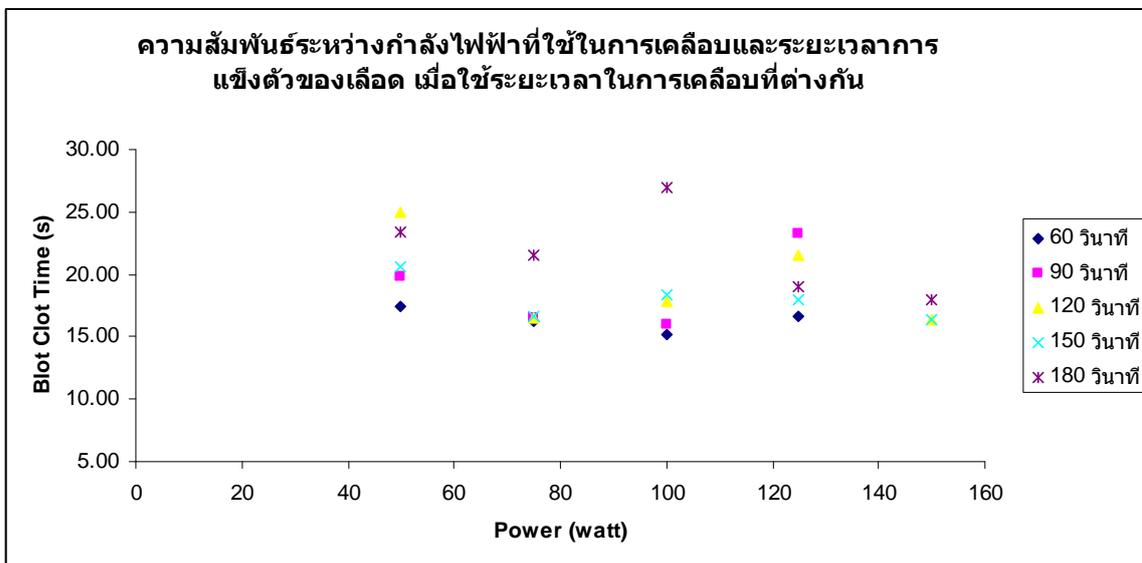


ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้กำลังไฟฟ้าในการเคลือบต่างๆ

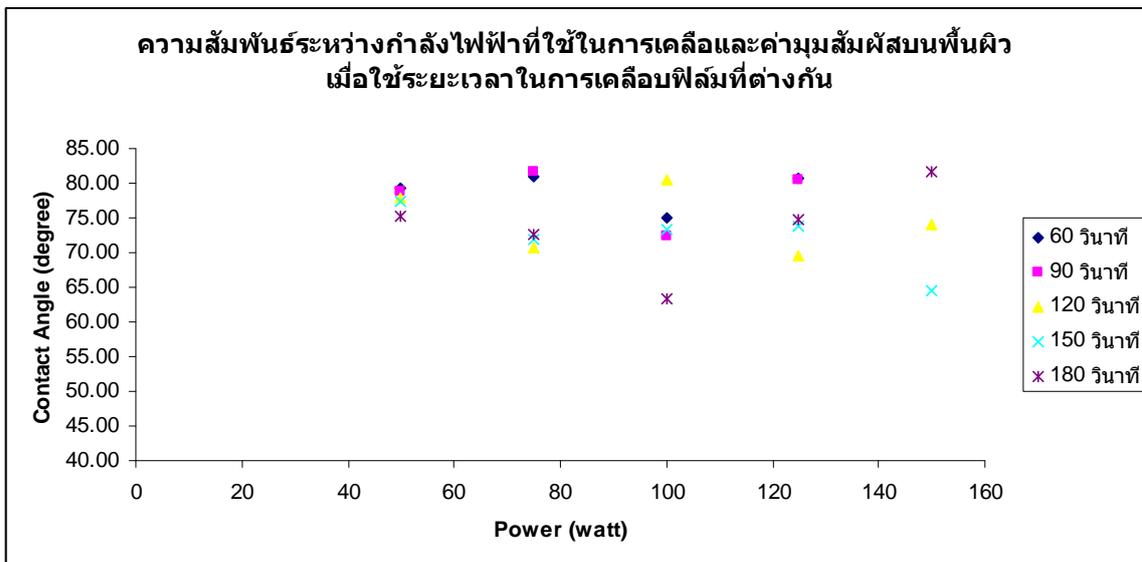


รูปที่ 4.14 แสดงความสัมพันธ์ของ ก) ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้กำลังไฟฟ้าในการเคลือบต่างๆ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้กำลังไฟฟ้าในการเคลือบต่างๆ

ก) ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังไฟฟ้าที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการเคลือบ
 ต่างๆ



ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ กำลังไฟฟ้าที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการเคลือบต่างๆ



รูปที่ 4.15 แสดงความสัมพันธ์ของ ก) ระยะเวลาการเริ่มแข็งตัวของเลือด กับ กำลังไฟฟ้าที่ใช้ใน
 การเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการเคลือบต่างๆ และ ข) ค่ามุมสัมผัสบนแผ่นฟิล์ม กับ
 กำลังไฟฟ้าที่ใช้ในการเคลือบ เมื่อใช้เวลาในการเคลือบต่างๆ

จากตารางที่ 4.1 จะเห็นได้ว่าค่าระยะเวลาการแข็งตัวของเลือดในภาพรวมนั้นมีค่าแปรเปลี่ยนไปตามเงื่อนไขต่างๆ ของการสังเคราะห์ทั้งในส่วนของการกำลังและเวลาที่ใช้ในการเคลือบ เช่นเดียวกับผลของปัจจัยดังกล่าวต่อค่ามุมสัมผัสซึ่งพิจารณาได้จากตารางที่ 4.2

ในรูปที่ 4.4 ถึง รูปที่ 4.8 และรูปที่ 4.14 แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าระยะเวลาการแข็งตัวของเลือดและค่ามุมสัมผัสบนพื้นผิว กับ ระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบในของแต่ละเงื่อนไขของกำลังที่ใช้ เริ่มจาก 50 วัตต์ 75 วัตต์ 100 วัตต์ 125 วัตต์ และ 150 วัตต์ ตามลำดับ สำหรับในทุกๆ ของค่ากำลังในการเคลือบพบว่า ค่าของระยะเวลาการแข็งตัวของเลือดมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาที่ใช้ในการเคลือบเพิ่มขึ้น ซึ่งจะแตกต่างกับค่าของมุมสัมผัสที่มีแนวโน้มลดลงเมื่อเพิ่มเวลาที่ใช้ในการเคลือบ และจากตารางที่ 4.1 พบว่า เมื่อใส่โพลีสไตรีนลงในหลอดทดลองเพื่อทดสอบระยะเวลาในการแข็งตัวของเลือดนั้น จะทำให้ระยะเวลาในการเริ่มแข็งตัวของเลือดนั้นมีค่าลดลง กล่าวคือ เลือดเริ่มแข็งตัวได้เร็วขึ้นเมื่อพลาสมาเลือดมีการสัมผัสกับผิวของวัสดุที่สังเคราะห์ได้ นั่นคือโพลีสไตรีนที่ผ่านการเคลือบในโครงการวิจัยนี้มีส่วนในการชักนำให้กระบวนการเกิดการแข็งตัวของเลือดนั้นเกิดได้เร็วขึ้นเมื่อเทียบกับในสภาวะปกติที่ในระบบไม่มีพื้นผิวของโพลีสไตรีน

ในรูปที่ 4.9 ถึง รูปที่ 4.13 และรูปที่ 4.15 แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ระหว่างค่าระยะเวลาการแข็งตัวของเลือดและค่ามุมสัมผัสบนพื้นผิว กับ กำลังที่ใช้ในการเคลือบในของแต่ละเงื่อนไขของเวลาที่ใช้ เริ่มจาก 60 วินาที 90 วินาที 120 วินาที 150 วินาที และ 180 วินาที ตามลำดับ สำหรับในภาพรวมของทุกค่าเวลาในการเคลือบที่ใช้ พบว่า ค่าของระยะเวลาการแข็งตัวของเลือด และค่าของมุมสัมผัสมีแนวโน้มลดลงเมื่อใช้กำลังในการเคลือบเพิ่มขึ้น อย่างไรก็ตาม แนวโน้มดังกล่าวนี้ยังมีความไม่ชัดเจนอยู่ในบางเงื่อนไขของสภาวะการสังเคราะห์ ข้อมูลในบางเงื่อนไขมีค่าที่กว้างแตกต่างออกไปจากลักษณะแนวโน้ม แต่ในภาพรวมแล้วก็สามารถกล่าวได้ว่า เมื่อเพิ่มกำลังที่ใช้ในการเคลือบผิวจะทำให้พื้นผิวที่ได้สามารถชักนำให้การแข็งตัวของเลือดเกิดได้เร็วขึ้น

บทที่ 5 สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

จากการสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชร เพื่อใช้เป็นวัสดุต้นแบบทางการแพทย์ในครั้งนี้ มีข้อสรุป ข้ออภิปรายและข้อเสนอแนะดังต่อไปนี้

5.1 สรุปและอภิปรายผล

ในกระบวนการการสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชรเพื่อใช้เป็นวัสดุต้นแบบทางการแพทย์ในครั้งนี้ มีการกำหนดเงื่อนไขในการสังเคราะห์ 2 ประการหลักคือ กำลังของไฟฟ้าที่ใช้ในการเคลือบ และระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบ โดยกำลังที่ใช้เริ่มตั้งแต่ 50 วัตต์ 75 วัตต์ 100 วัตต์ 125 วัตต์ และ 150 วัตต์ โดยที่ใช้ระยะเวลาในการเคลือบของแต่ละกำลังในการเคลือบตั้งแต่ 60 วินาที 90 วินาที 120 วินาที 150 วินาที และ 180 วินาที

ผลจากการสังเคราะห์ฟิล์มในทุกๆ เงื่อนไขบ่งบอกให้เห็นว่า ลักษณะของพื้นผิวของฟิล์มที่สังเคราะห์ได้และเคลือบลงบนวัสดุตัวอย่างนั้น มีลักษณะของพื้นผิวแต่แตกต่างกัน หากใช้กำลังไฟฟ้าต่ำและระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบน้อย ลักษณะของพื้นผิวของฟิล์มจะเรียบ หากมีการเพิ่มกำลังไฟฟ้าให้สูงขึ้น เม็ดเกรนจะเริ่มปรากฏ และหากเพิ่มเวลาที่ใช้ในการเคลือบเยอะขึ้นด้วยเม็ดเกรนก็จะเห็นได้ชัดเจนขึ้น อย่างไรก็ตามหากเพิ่มกำลังไฟฟ้าให้สูงขึ้นจนถึงระดับหนึ่ง พื้นผิวของวัสดุตัวอย่างจะเกิดการบิดงอ ทำให้ไม่เหมาะสมต่อการนำไปใช้งานต่อ ดังนั้น หากต้องการพื้นผิวของฟิล์มที่มีลักษณะเม็ดเกรนที่พอเหมาะ และได้วัสดุที่ไม่มีการบิดงอ ก็จะต้องใช้กำลังไฟฟ้าและระยะเวลาการเคลือบให้เหมาะสม

ทั้งนี้กำลังไฟฟ้าและระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบหรือสังเคราะห์ฟิล์มบนพื้นผิวของวัสดุตัวอย่างนั้นก็มีความสำคัญและส่งผลโดยตรงต่อค่ามอดูลัสของของเหลวบนพื้นผิว เช่นเดียวกับผลต่อการชักนำให้ระยะเวลาในการแข็งตัวของเลือดเมื่อมีการสัมผัสกับพื้นผิวนั้นเปลี่ยนแปลงไปด้วย โดยในภาพรวมนั้น สามารถสรุปได้ว่า หากทำการเพิ่มกำลังที่ใช้ในการสังเคราะห์ ระดับความเรียบของพื้นผิวจะลดลง ค่ามอดูลัสของของเหลวบนพื้นผิวมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้น และยังส่งผลให้ระยะเวลาที่ชักนำให้เกิดการแข็งตัวของเลือดนั้นลดลงอย่างเห็นได้ชัด อย่างไรก็ตาม หากพิจารณาถึงความสัมพันธ์ของกำลังไฟฟ้า ระยะเวลาในการเคลือบ ค่ามอดูลัสของของเหลวบนพื้นผิว และระยะเวลาที่ทำให้เกิดการแข็งตัวของเลือดอย่างละเอียดแล้วจะพบว่า ถึงแม้แนวโน้มในการเปลี่ยนแปลงค่าความสัมพันธ์ของปัจจัยต่างๆ ข้างต้นจะเป็นดังที่กล่าวไว้แล้วนั้น แต่ทางผู้วิจัยก็ยังไม่สามารถระบุถึงความสัมพันธ์ได้ชัดเจนว่า ความสัมพันธ์ดังกล่าวนั้นเกิดขึ้นเป็นไปในลักษณะเชิงเส้นหรือไม่ เนื่องจากยังมีบางตำแหน่งของข้อมูลที่ให้ผลการทดลองที่แตกต่างออกไปจากใน

ภาพรวมบ้าง ผนวกกับจำนวนของข้อมูลอาจยังไม่เพียงพอที่จะสามารถทำให้ทราบได้ว่าข้อมูลที่แตกต่างออกไปนั้นเป็นความผิดพลาดที่เกิดขึ้นของระบบหรือจากผู้ทำการวิจัย อีกทั้งในบางเงื่อนไขของการสังเคราะห์นั้น พบว่า แผ่นวัสดุรองรับที่ใช้ซึ่งก็คือแผ่นโพลีเอสเตอร์นั้น เกิดการบิดงอ และเสียรูป ทั้งนี้อาจเกิดขึ้นเนื่องจากผลของกำลังไฟฟ้าที่ค่อนข้างสูงและระยะเวลาที่ใช้ค่อนข้างนาน นอกจากนี้เป็นที่สังเกตจากผู้วิจัยว่า ความหนาของฟิล์มที่เกิดขึ้นในการเคลือบพื้นผิวแต่ละเงื่อนไขของการทดลองอาจมีค่าแตกต่างกัน จากเหตุดังกล่าวนี้เองอาจทำให้ผลการทดสอบสมบัติในส่วน of ค่ามูมสัมพัทธ์และระยะเวลาที่ชักนำให้เกิดการแข็งตัวของเลือดนั้นเกิดความคลาดเคลื่อนไป

อย่างไรก็ตาม จากผลการวิจัยเบื้องต้น ทำให้ผู้วิจัยทราบว่า หากต้องการสังเคราะห์ฟิล์มบางคาร์บอนคล้ายเพชรซึ่งมีความแข็งแรงและทนทานลงบนวัสดุตัวอย่างที่ต้องการที่จะพัฒนาไปใช้ในส่วนของทางการแพทย์นั้น ก็สามารถทำได้ด้วยการเคลือบโดยใช้เทคนิค ดีซีแมกนีตรอนสปัตเตอริง โดยเทคนิคดังกล่าวนี้ก็จะต้องมีการควบคุมกำลังไฟฟ้าที่ใช้ และระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบให้เหมาะสม เพื่อที่จะให้ได้ฟิล์มที่มีคุณสมบัติที่เหมาะสมตามความต้องการ และจากผลการทดลองในเบื้องต้นพบว่า การเคลือบฟิล์มด้วยวิธีดังกล่าวนี้สามารถกระตุ้นให้เลือดเกิดการแข็งตัวได้เร็วขึ้น ดังนั้นหากในกระบวนการทางการแพทย์ใดที่ต้องการให้เลือดแข็งตัวเร็วกว่าปกติ การเคลือบฟิล์มคาร์บอนคล้ายเพชรลงบนวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ก็ถือได้ว่าเป็นทางเลือกหนึ่งที่จะช่วยได้

5.2 ข้อเสนอแนะ

เพื่อที่จะให้ได้ผลการทดลองที่แม่นยำและถูกต้องยิ่งขึ้น พร้อมทั้งสามารถที่จะระบุความสัมพันธ์ของกำลังไฟฟ้า และระยะเวลาที่ใช้ในการเคลือบที่มีต่อค่ามูมสัมพัทธ์และระยะเวลาในการแข็งตัวของเลือดหลังจากสัมผัสกับพื้นผิวนั้น ทางผู้วิจัยเห็นว่า ควรดำเนินการทดลองในบางส่วนเพิ่มเติมดังต่อไปนี้

1. ปรับค่าระยะเวลาที่ใช้ในการสังเคราะห์และกำลังไฟฟ้าให้ละเอียดเพิ่มขึ้น
2. อาจมีการปรับเปลี่ยนความหนาของพื้นผิวรองรับให้เพิ่มขึ้น ทั้งนี้เพื่อให้มีความสามารถทนต่อค่ากำลังไฟฟ้า และเป็นการป้องกันไม่ให้เกิดพื้นผิวเกิดการบิดงอ
3. ควรเพิ่มจำนวนข้อมูลให้มากขึ้นเพื่อจะทำให้สามารถเห็นค่าแนวโน้มที่เปลี่ยนแปลงได้ชัดเจนขึ้น
4. ควรใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่มีฟังก์ชันการใช้งานในส่วนของการจัดการข้อมูล และสร้างฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์เกี่ยวกับความสัมพันธ์ของตัวแปรที่ศึกษา และผลการทดลองที่

ได้รับ โดยสามารถกำหนด คาคะเน และตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลผ่านระบบโปรแกรมได้ ยกตัวอย่างเช่น โปรแกรม MATLAB, MATHEMATICA เป็นต้น

5. ควบคุมระดับความหนาของฟิล์มที่สังเคราะห์ขึ้นบนพื้นผิวให้อยู่ในระดับที่ใกล้เคียงกัน โดยใช้ระบบวัดและควบคุมระดับความหนาของฟิล์ม (Thickness Monitoring) เพื่อลดตัวแปรต้นที่อาจส่งผลถึงผลการทดลองที่แตกต่างกัน

เอกสารอ้างอิง

- [1] Anderson RN, Minino AM, Hoyert DL, Rosenberg HM. National Vital Statistics Reports. In: Control CfD, editor. Volume 49; 2001. p 1–32.
- [2] Guzzo M. Medical Device Frims Focus on Cardiac, Respiratory Care. Pittsburgh Business Times 2004 June 4.
- [3] Williams DF, Bagnall RD. Fundamental Aspects of Biocompatibility. Boca Raton: CRC Press; 1981. p 114–127.
- [4] Williams DF. The Blood-Device Interface. Medical Device Technol. 1993 September :8-12.
- [5] Williams DF. General Concepts of Biocompatibility. In: Black J, Hastings G, editors. Handbook of Biomaterial Properties. London: Chapman and Hall; 1998. p 481–488.
- [6] Williams DF. Review: Tissue–Biomaterial Interactions. J. Mat. Sci. 1987;22:3421– 3445.
- [7] Krishnan A, Sturgeon J, Siedlecki CA, Vogler EA. Scaled Interfacial Activity of Proteins at the Liquid–Vapor Interface. J. Biomed. Mat. Res. 2004;68A:544– 557.
- [8] Horbett T. Protein Adsorption on Biomaterials. In: Cooper SL, Peppas NA, Hoffman AS, Ratner BD, editors. Biomaterials: Interfacial Phenomena and Applications. Washington D. C.: Am. Chem. Soc.; 1982. p 234–243.
- [9] Vossen, J., and Kern, W. Thin Film Processes. New York: Academic Press, 1991.

- [10] W. J. Yang, Y. H. Choa, T. Sekino, K. B. Shim, K. Niihara and K. H. Auh, *Mater. Lett.* 57 (2003) 3305.
- [11] Grill, A. Plasma-deposited diamondlike carbon and related materials. *IBM J. Res. Develop.* 43 (1999): 147–162.
- [12] Robertson, J. Electronic and atomic structure of diamond-like carbon. *Semicon.Sci Technol.* 18 (2003): s12–s19.
- [13] Aisenberg, S. and Chabot, R. Ion-beam deposition of thin films of Diamondlike carbon. *J.Appl.Phys.* 42 (1971): 2953–2958.
- [14] Grill, A., Tribology of diamondlike carbon and related materials: an updated review. *Surf. Coat. Technol.* 94 –95 (1997): 507–513.
- [15] Spear, K.E. and Dismukes, J.P. Synthetic Diamond–Emerging CVD Science and Technology. New York: John Wiley&Sons, 1994.
- [16] Shimizu, T., Iizuka, S., Kato, K. and Sato, N. High quality diamond formation by electron temperature control in methane–hydrogen plasma. *Plasma Sources Science and Technology.* 12 (2003):S21–S25.
- [17] X.L. Peng, Z.H. Barber, T.W. Clyne, *Surf. Coat. Technol.* 138 (2001) 23–32.
- [18] R.D. Mansano, R. Ruas, A.P. Mousinho, L.S. Zambom, T.J.A. Pinto, L.H. Amoedo, M. Massi. *Surf. Coat. Technol.* 202(2008) 2813–2816
- [19] E. Salgueiredo, M. A. Vila, M.A. Lopes, J.D. Santos, F.M. Costa, R.F. Silva, P.S. Gomes, and M.H. Fernandes. *Diamon & Related Materials* 17 (2008) 878–881

- [20] R.J. Narayan, Mater. Sci. Eng., C, Biomin. Mater., Sens. Syst. 25 (2005)405.
- [21] E. A. Vogler, J. C. Graper, G. R. Harper, H. W. Sugg, L. M. Lander, and W. J. Brittain. J. Biomedical Materials Research. 29(1995) 1005–1016.
- [22] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, and J. E. Lemons. An Introduction to Materials in Medicine. 2nd. Elsevier Academic press. 2004.