บทที่ 2
ไฮโดรเจล (Hydrogel)

2.1 คำจำกัดความของไฮโดรเจล [29-33]

ไฮโดรเจลหรือเจลที่มีน้ำอยู่ภายใน เป็นสารโมเลกุลใหญ่ที่มีหน่วยย่อยมากมายต่อกันเป็นสายยาว มีสมบัติเฉพาะตัวคือ ไม่สามารถละลายแต่สามารถพองตัวในน้ำได้ โดยมีค่าปริมาณน้ำสมดุล ในช่วง 10-90 % [29] โครงสร้างของไฮโดรเจล ประกอบด้วยส่วนที่สามารถเกิดพันธะกับโมเลกุลของน้ำหรือเรียกว่าเป็นส่วนที่ชอบน้ำ (hydrophilic group) เช่น - OH - COOH - $CONH_2$ - CONH - และ - SO_3H เป็นต้น และส่วนที่ไม่ชอบน้ำ (hydrophobic group) ทั้งสองส่วนนี้ยึดกันด้วยพันธะโควาเลนต์ ซึ่งเป็นพันธะที่แข็งแรงมาก ประกอบกันเป็นสายโซ่ยาวจำนวนมากมาย ขดตัวกันอยู่ ทำให้เกิดรูพรุนมากมาย ตัวอย่างของโครงสร้างของไฮโดรเจล แสดงดังตาราง 2.1

2.2 ประเภทของไฮโดรเจล [30]

ไฮโดรเจลมีมากมายหลายชนิด สามารถจำแนกได้ตามลักษณะต่างๆ ดังนี้

2.2.1 จำแนกตามลักษณะการสังเคราะห์ (Frabrication of hydrogel)

ไฮโดรเจลแบ่งตามลักษณะของการสังเคราะห์ได้เป็น 4 แบบ คือ

2.2.1.1 ไฮโดรเจลแบบแผ่นฟิล์ม (Cast Film)

ไฮโดรเจลแบบแผ่นฟิล์มมักนำไปใช้เพื่อเคลือบพื้นผิวของวัสดุต่างๆ ไฮโดรเจลชนิดนี้มีโครงสร้างภายในที่ประกอบด้วยทั้งส่วนที่ชอบน้ำและไม่ชอบน้ำ ส่วนที่ไม่ชอบน้ำนี้เองจะช่วยป้องกันไม่ให้พอลิเมอร์ละลายในตัวทำละลายต่างๆ ได้ โครงสร้างของไฮโดรเจลชนิดนี้แสดงดังรูป 2.1ก

2.2.1.2 ไฮโดรเจลแบบโครงร่างตาข่าย (Crosslinked network)

ไฮโดรเจลแบบโครงร่างตาข่าย เตรียมได้จากการฉีดสารละลายผสมของมอนอเมอร์ (monomer) ตัวริเริ่ม (initiator) และตัวตัวเชื่อมต่อ (crosslink agent) (ในบางกรณีอาจเติมตัวทำละลายลงไปด้วย)ลงไปในแบบพิมพ์ แล้วทำให้เกิดการพอลิเมอไรซ์ (polymerisation) โครงสร้างของไฮโดรเจลชนิดนี้ แสดงดังรูป 2.1ข

2.2.1.3 ไฮโดรเจลแบบกราฟท์บนพื้นผิว (Surface graft polymer)

ไฮโดรเจลแบบกราฟท์บนพื้นผิว ทำได้โดยการให้ไฮโดรเจลเกิดพันธะบนพอลิเมอร์อื่นที่ไม่สามารถละลายน้ำได้ เทคนิคนี้เป็นเทคนิคที่ได้รับความสนใจเป็นอย่างมาก เนื่องจากสามารถปรับปรุงสมบัติของไฮโดรเจลให้ตรงกับความต้องการได้ เช่น ปรับปรุงสมบัติเชิงกลให้ดีขึ้น โดยทำให้เกิดพันธะกับพอลิเมอร์ที่มีสมบัติเชิงกลที่ดีกว่าหรือการทำให้ไฮโดรเจลที่ละลายน้ำได้กลายเป็นไฮโดรเจลที่ไม่ละลายน้ำ โดยเกิดพันธะกับพอลิเมอร์ที่ไม่สามารถละลายน้ำได้ เป็นต้น โครงสร้างของไฮโดรเจลชนิดนี้แสดงดังรูป 2.1ค

2.2.1.4 ไฮโดรเจลแบบอินเตอร์พีเนเตรตติงพอลิเมอร์เน็ตเวิร์ก (Interpenetrating network)

ไฮโดรเจลแบบอินเตอร์พีเนเตรตติงพอลิเมอร์เน็ตเวิร์ก เป็นไฮโดรเจลที่มีโครงร่างตาข่าย 2 ชนิดแทรกกันอยู่ ไม่สามารถแยกออกจากกันได้ เป็นโครงสร้างที่แข็งแรงมาก เทคนิคนี้จึงเป็นการปรับปรุงสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจลอีกทางหนึ่ง โครงสร้างของไฮโดรเจลชนิดนี้แสดงดังรูป 2.1ง

2.2.2 จำแนกตามขนาดของรูพรุน [30]

ไฮโดรเจล สามารถแบ่งตามขนาดของรูพรุน ออกเป็น 2 ชนิด ดังนี้

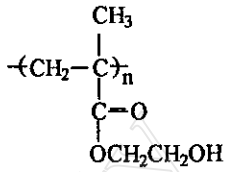
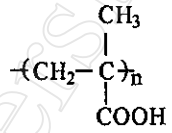
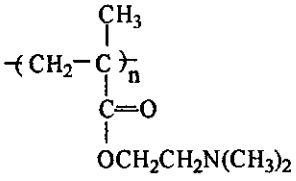
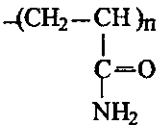
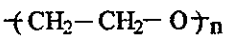
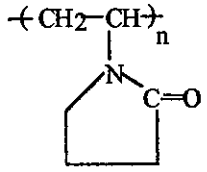
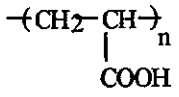
2.2.2.1 ไฮโดรเจลที่มีรูพรุนขนาดใหญ่ (Macroporous hydrogel)

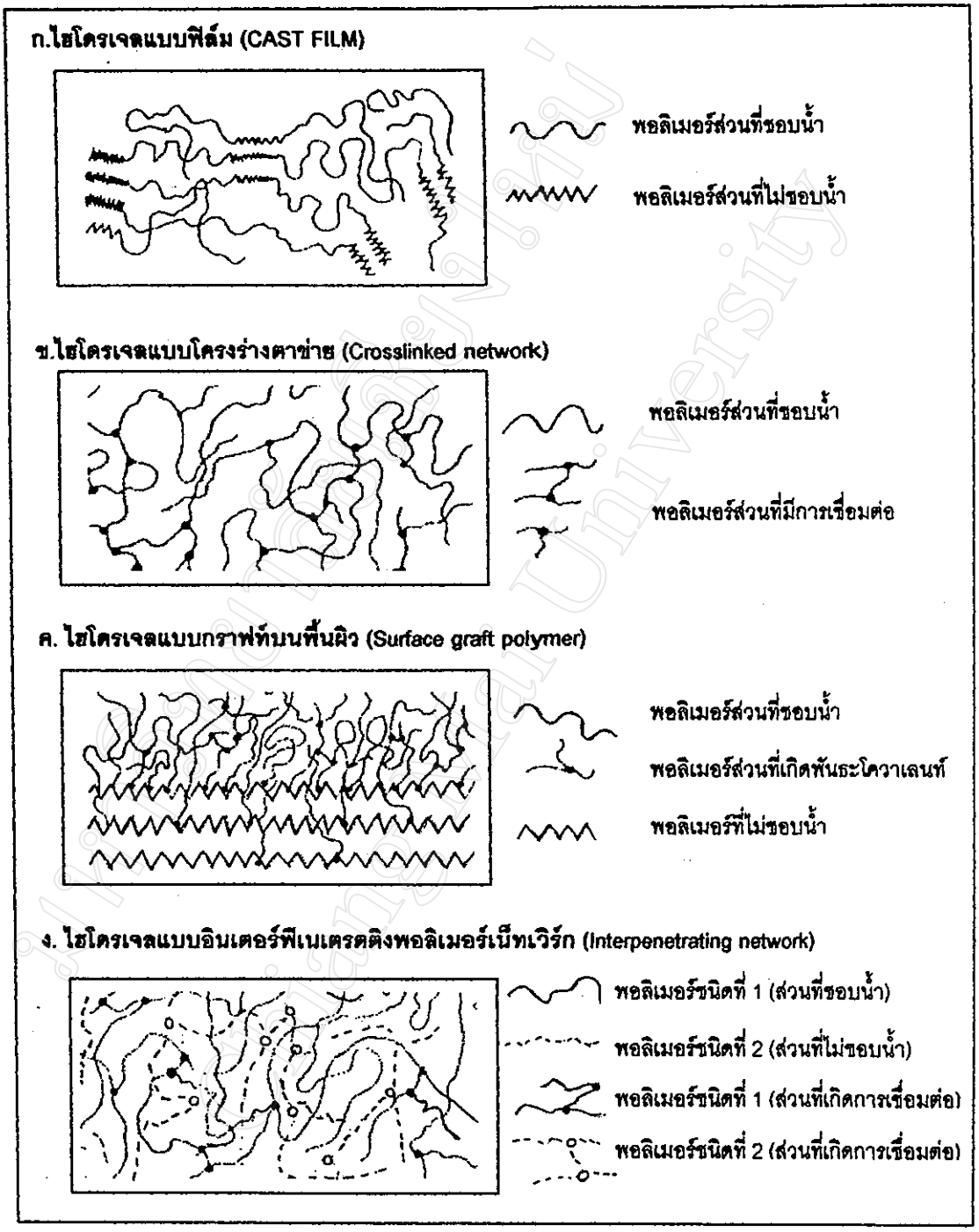
ไฮโดรเจลชนิดนี้เตรียมได้โดยการตกตะกอนพอลิเมอร์ในตัวกลางที่ไม่ใช่ตัวทำละลาย ไฮโดรเจลที่ได้มีรูพรุนขนาดใหญ่ สีขาว ขุ่น มัว มองเห็นไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (heterogeneous) แต่โปร่งแสง

2.2.2.2 ไฮโดรเจลที่มีรูพรุนขนาดเล็ก (Microporous hydrogel)

ไฮโดรเจลชนิดนี้เตรียมได้โดยการพอลิเมอไรซ์ในตัวกลางที่ทั้งมอนอเมอร์และตัวเชื่อมต่อสามารถละลายได้ดีทั้งคู่ ไฮโดรเจลที่ได้มีรูพรุนขนาดเล็ก ใส เป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous)

ตาราง 2.1 ตัวอย่างของไฮโดรเจลบางชนิด [30]

ชื่อ	โครงสร้าง
พอลิ(2-ไฮดรอกซีเอทิล เมทธาคริเลต) (Poly(2-hydroxyehtyl methacrylate))	
พอลิ(เมทธาคริลิค เอสิด) (Poly(methacrylic acid))	
พอลิ(เอ็น',เอ็น'-ไดเมทธิลามิโนเอทธิล เมทธาคริเลต) (Poly(N',N'-dimethylaminoethyl methacrylate))	
พอลิอะคริลาไมด์ (Polyacrylamide)	
พอลิ(เอทธิลีน ออกไซด์) (Poly(ethylene oxide))	
พอลิ(เอ็น-ไวนิล ไพโรลิโดน) (Poly(N-vinyl pyrrolidone))	
พอลิอะคริลิคเอสิด (Poly(acrylic acid))	



รูป 2.1 โครงสร้างของไฮโดรเจลประเภทต่างๆ [30]

2.3 การพองตัวในน้ำของไฮโดรเจล [30]

สมบัติเฉพาะตัวอย่างหนึ่งของไฮโดรเจล คือ สามารถพองตัวแต่ไม่ละลายในน้ำได้ เนื่องจากไฮโดรเจลประกอบด้วยทั้งส่วนที่ชอบน้ำและไม่ชอบน้ำ เมื่อนำไฮโดรเจลไปแช่น้ำ โมเลกุลของน้ำสามารถแพร่ผ่านและแทรกเข้าไปอยู่ในช่องว่างหรือรูพรุนภายในไฮโดรเจลนั้นได้ เนื่องจากแรงดันออสโมติก (osmotic pressure) น้ำบางส่วนจะเกิดพันธะกับสายโซ่พอลิเมอร์แล้วดันให้สายโซ่ยืดตัวออกเกิดการขยายตัวของสายโซ่พอลิเมอร์หรือเกิดการพองตัวของไฮโดรเจลขึ้นซึ่งเป็นการปรับโครงสร้างของไฮโดรเจลให้เกิดความสมดุลใหม่นั่นเอง ไฮโดรเจลเมื่อขยายตัวเต็มที่จะไม่แยกขาดออกจากกันได้เนื่องจากภายในจะประกอบด้วยพอลิเมอร์ที่มีความยาวจำกัดและยึดกันด้วยพันธะที่แข็งแรง การเปลี่ยนแปลงของสายโซ่พอลิเมอร์เมื่อเกิดการพองตัวแสดงดังรูป 2.2 และปัจจัยที่มีผลต่อการพองตัวของไฮโดรเจล มีดังนี้คือ

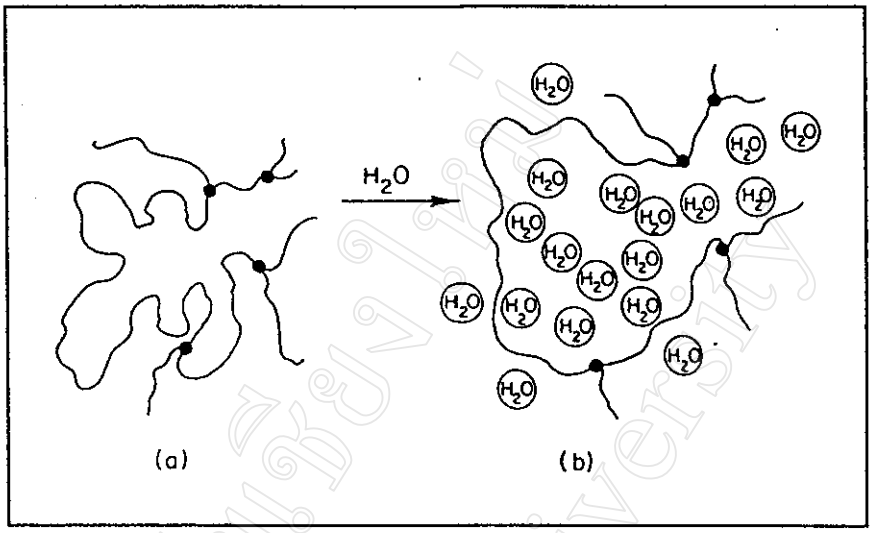
i) แรงดันออสโมติก เนื่องจากปริมาณน้ำภายในและภายนอกไฮโดรเจลมีไม่เท่ากัน ทำให้เกิดความแตกต่างของแรงดันออสโมติก ดังนั้นน้ำจากภายนอกจึงแพร่เข้าไปในช่องว่างหรือรูพรุนของไฮโดรเจลนั้น ถ้าแรงดันออสโมติกแตกต่างกันมาก น้ำก็จะเคลื่อนที่เข้าไปในไฮโดรเจลมากทำให้เกิดการพองตัวได้ดี

ii) แรงกระทำระหว่างน้ำกับไฮโดรเจล ถ้าพอลิเมอร์นั้นมีโครงสร้างทางเคมีที่เหมาะสมสามารถเกิดแรงกระทำกับน้ำได้มาก เช่น เมื่อเกิดพันธะไฮโดรเจนขึ้นจะทำให้น้ำแพร่เข้าสู่ไฮโดรเจลได้มาก เกิดการพองตัวได้ดี

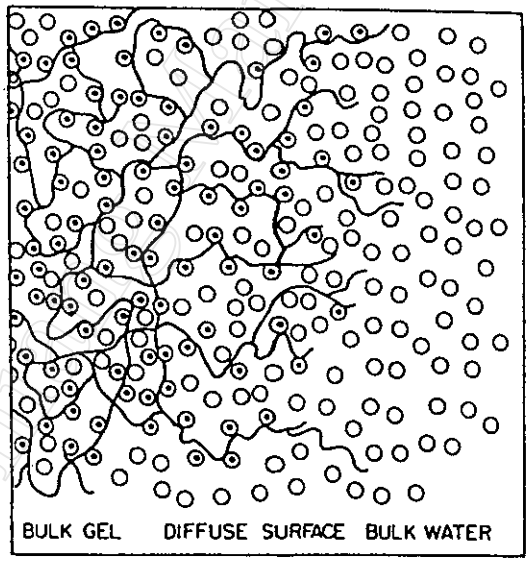
iii) ช่องว่างระหว่างสายโซ่พอลิเมอร์ ถ้าไฮโดรเจลมีช่องว่างหรือรูพรุนระหว่างสายโซ่พอลิเมอร์มาก น้ำก็จะแพร่เข้าไปได้มาก เกิดการพองตัวได้ดี

iv) ความยืดหยุ่นของสายโซ่พอลิเมอร์ ถ้าสายโซ่มีความยืดหยุ่นได้ดี จะลดแรงต้านการแพร่ของน้ำ เพื่อเข้าสู่สมดุลใหม่ ทำให้น้ำเข้าสู่ไฮโดรเจลได้มาก เกิดการพองตัวได้ดี

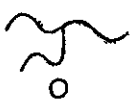
v) ความหนาแน่นของการเชื่อมต่อระหว่างสายโซ่พอลิเมอร์ ถ้ามีความหนาแน่นของการเชื่อมต่อมาก จะเป็นการเพิ่มแรงต้านทานในการขยายตัวของไฮโดรเจลทำให้เกิดการพองตัวได้ไม่ดี



รูป 2.2 การเปลี่ยนแปลงของสายโซ่พอลิเมอร์เมื่อเกิดการพองตัว [30]



รูป 2.3 อันตรกิริยา (interaction) ของโมเลกุลของน้ำและไฮโดรเจล [30]



คือ สายโซ่พอลิเมอร์

คือ น้ำโมเลกุลอิสระ

คือ น้ำที่เกิดพันธะกับสายโซ่พอลิเมอร์

น้ำที่อยู่ภายในไฮโดรเจลมี 2 ลักษณะ แสดงดังรูป 2.3 คือ น้ำที่ไม่เกิดพันธะกับสายโซ่พอลิเมอร์ (free water) สามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ ระเหยได้ง่าย ไม่มีผลต่อสมบัติของไฮโดรเจล และน้ำที่เกิดพันธะกับสายโซ่พอลิเมอร์ (bound water) ซึ่งเคลื่อนที่ได้ยากและต้องใช้ความร้อนปริมาณหนึ่งในการระเหยน้ำชนิดนี้ออก

ปริมาณน้ำที่มีอยู่ในไฮโดรเจล สามารถคำนวณได้จากสมการ (1) [30]

$$\% \text{ ปริมาณน้ำ} = \frac{(\text{น้ำหนักของพอลิเมอร์ที่ดูดซับน้ำ} - \text{น้ำหนักของพอลิเมอร์ที่แห้ง})}{\text{น้ำหนักของพอลิเมอร์ที่พองตัวเต็มที่}} \times 100 \quad (1)$$

สำหรับปริมาณน้ำที่มีอยู่ในไฮโดรเจลขณะที่ไฮโดรเจลพองตัวเต็มที่แล้ว เรียกว่า ปริมาณน้ำสมดุล (Equilibrium Water Content ,EWC)

2.4 การประยุกต์ใช้ไฮโดรเจลในทางการแพทย์ [30-39]

ในปัจจุบัน ได้มีการนำไฮโดรเจลมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์เพื่อนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว เนื่องจากไฮโดรเจลมีสมบัติที่น่าสนใจและเหมาะสม ดังนี้คือ ไฮโดรเจลส่วนใหญ่เข้ากันได้กับสิ่งมีชีวิต ไม่มีสมบัติต่อต้านเนื้อเยื่อ นิ่มและมีความยืดหยุ่น มีความตึงผิว (interfacial tension) ระหว่างไฮโดรเจลกับของเหลวจากร่างกายและเนื้อเยื่อต่ำ เมื่อนำมาปิดบาดแผลจึงไม่ก่อให้เกิดความระคายเคืองต่อเนื้อเยื่อข้างเคียง ไม่ละลายในน้ำหรือตัวทำละลายใดๆ ได้ง่าย สามารถดูดซับและปลดปล่อยสารละลายหรือของเหลวต่างๆ ได้ดี เมตาโบไลท์สารที่มีมวลโมเลกุลต่ำ ของเสีย และเกลือจากบาดแผลได้เช่นเดียวกับเนื้อเยื่อของร่างกาย และยังสามารถป้องกันการติดเชื้อจากแบคทีเรียได้อีกด้วย [30,31] ตัวอย่างของวัสดุปิดแผลที่ทำจากไฮโดรเจลสังเคราะห์ในเชิงพาณิชย์ ได้แก่

i. พลูโรนิกเอฟ-127 (Pluronic F-127) เป็นโคพอลิเมอร์แบบบล็อค (block copolymer) ของพอลิ(ออกซีโพรไพลีนไกลคอล) (poly(oxypropylene glycol)) และพอลิ(เอทธิลีนออกไซด์) (poly(ethylene oxide)) สารละลายพลูโรนิก 20% ที่อุณหภูมิห้องเป็น ของเหลวใสไม่มีพิษ เมื่อนำมาเทลงบนบาดแผลจะเป็นเจลใส สามารถป้องกันเชื้อแบคทีเรียได้ และสามารถล้างออกได้

ด้วย น้ำเย็น ในการติดตามผลการรักษาด้วยวัสดุปิดแผลชนิดนี้พบว่า ช่วยเร่งการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อได้ แต่อย่างไรก็ตามในปัจจุบันนี้ไม่มีการผลิตพลูโรนิกเอฟ-127 ขายในทางการพาณิชย์และไม่มีรายงานการศึกษาในเชิงวิชาการแล้ว [31]

ii. ไฮดรอน (Hydron, Hydro. Med. Sciences, Inc., New Brunwick, NJ, USA) มีส่วนประกอบที่สำคัญคือ พอลิ(2-ไฮดรอกซีเอธิลเมธาคริเลต), พอลิฮีมา (poly(2-hydroxyethyl methacrylate), PHEMA) และพอลิเอธิลีนไกลคอล (poly(ethylene glycol), PEG) การรักษาด้วยวัสดุชนิดนี้จะฉีดพ่นสารละลายอิ่มตัวของ PHEMA ใน PEG ลงบนแผล จากนั้นประมาณ 30 นาที สารละลายจะเปลี่ยนเป็นเจล สมบัติของวัสดุปิดแผลชนิดนี้ค่อนข้าง ยืดหยุ่น ฉีกขาดง่าย มีอายุการใช้งานนานประมาณ 1 สัปดาห์ สามารถลดความเจ็บปวดของบาดแผลได้ ใช้ได้ดีกับบาดแผลที่มีขนาดเล็กและไม่เป็นวง (noncircumferential) และแผลไหม้ระดับดีกรีที่สอง แต่มีข้อเสียคือ ทำได้ยาก เมื่อดูดซับของเหลวจากบาดแผลแล้วหลุดออกง่าย และมีอัตราการติดเชื้อสูง [32]

iii. วิจิลอน (Vigilon, Bard Home Health Ltd., Berkley Heights, NJ, USA) เป็นพอลิเมอร์แบบโครงร่างตาข่ายของพอลิเอธิลีนออกไซด์ที่แขวนลอยอยู่ในน้ำ มีปริมาณน้ำสมดุลสูงถึง 96% [31] ใช้แผ่นพอลิเอธิลีน (polyethylene) ประกบไว้ทั้งสองด้าน เมื่อนำไปใช้จะนำแผ่นพอลิเอธิลีนด้านหนึ่งออกแล้ววางบนแผล วัสดุปิดแผลชนิดนี้สามารถดูดซับของเสียที่ไหลออกจากบาดแผลได้ดี ยอมให้ก๊าซออกซิเจนผ่านได้ดีแต่ไม่ยอมให้แบคทีเรียผ่านได้ ทำให้แผลแห้งและหายเร็วขึ้น นอกจากนี้ยังใสและไม่ยึดติดกับเนื้อเยื่อที่สร้างขึ้นใหม่ แต่มีข้อเสียคือ ไม่ยึดติดกับผิวหนังทำให้หลุดออกได้ง่าย [31]

iv. เจลิเพิร์ม (Geliperm, Geitlich, Wolhusen, Switzerland) สังเคราะห์จากอะคริลาไมด์ (acrylamide) และวุ้น โดยใช้เอ็น',เอ็น'-เมทธิลีน-บิส-อะคริลาไมด์ (N',N'-methylene-bis-acrylamide) เป็นตัวเชื่อมต่อ เพื่อทำให้เกิดการเชื่อมโยงกันในสารละลายของวุ้นและมีปริมาณน้ำสมดุลสูงถึง 96% เจลิเพิร์มมีสมบัติที่ใกล้เคียงกับวัสดุปิดแผลที่ดี คือมีปริมาณน้ำสมดุลสูง ทำให้ดูดซับของเหลวจากบาดแผลได้มาก มีความยืดหยุ่นมาก มีความคงทนต่อการดึงสูง (247 นิวตันต่อตารางเซนติเมตร) ยอมให้ก๊าซออกซิเจน ไอน้ำและโปรตีนที่มีมวลโมเลกุลสูงผ่านได้ แต่ไม่ยอมให้แบคทีเรียหรือเซลผ่าน เป็นแผ่นฟิล์มที่เรียบ ใส ไม่เป็นพิษ และไม่มีสมบัติการต่อต้านเนื้อเยื่อ มักใช้เจลิเพิร์มในรูปที่เป็นเม็ดเล็กๆ (granular) มากกว่าแผ่นฟิล์ม เพราะมีพื้นที่ผิวมากกว่าและสามารถดูดซับเชื้อแบคทีเรียไว้ในช่องว่างระหว่างเม็ดได้มากกว่า [31]

v. โอมิเดิร์ม (Omiderm, Scientific Ltd., Rehovet, Israel) สังเคราะห์จากการทำกราฟท์ (graft) อะคริลาไมด์บนแผ่นพอลิยูริเทน (polyurethane) เป็นเจลใส ยืดหยุ่น มีปริมาณ

น้ำสมดุลประมาณ 50% ฉีกขาดง่าย ไอน้ำผ่านได้ดี สามารถป้องกันเชื้อแบคทีเรียและยึดติดกับแผลได้ดี แต่มีข้อเสียคือเมื่อดูดซับน้ำแล้วฉีกขาดได้ง่าย

vi. อินเทกรา (Integra, Integra LifeSciences Cooporation, Flainsboro, NJ, USA) ประกอบด้วยวัสดุสองชั้น ชั้นบนเป็นเยื่อซิลิโคนซึ่งทำหน้าที่เหมือนหนังกำพร้า วัสดุชั้นล่างทำจากคอลลาเจนที่ได้มาจากเอ็นข้อต่อของวัวที่ร่างกายคนยอมรับได้ผสมกับสารชนิดหนึ่งที่เรียกว่า ไกลโคซามิโนไกลแคน (Glycosaminoglycan, GAG) วัสดุคอลลาเจนนี้ จะไปกระตุ้นให้ร่างกายสร้างเนื้อเยื่อชั้นหนังแท้ (dermis) ขึ้นใหม่ วัสดุชั้นบนที่เป็นซิลิโคนจะถูกลอกออกภายใน 2 สัปดาห์ ซึ่งเป็นระยะที่ร่างกายได้สร้างหลอดเลือดและเส้นใยคอลลาเจนเข้าแทนที่ผิวหนังเทียม ข้อดีของอินเทกรานี้คือไม่ต้องตัดเอาเนื้อดีของผู้ป่วยออก เพราะจะทำให้เกิดแผลใหม่ขึ้นได้ [33]

vii. ไฮโดรเมอร์ (Hydromer, Hydromer Inc., Branchburg, NJ, USA) เป็นไฮโดรเจลที่สังเคราะห์จาก อันตรกิริยาระหว่างพอลิไวนิลไพโรลิโดน (polyvinylpyrrolidone) กับไอโสไซยาเนทพรีพอลิเมอร์ (isocyanate prepolymer) พื้นผิวของวัสดุชนิดนี้มีความนิ่ม ลื่น ช่วยลดความเจ็บปวดของบาดแผล ง่ายต่อการใช้งาน สามารถแนบติดกับผิวหนังได้ทุกสภาพผิว ไม่ก่อให้เกิดความระคายเคือง มีปริมาณเกร็ดเลือดและโปรตีนที่ยึดติดกับพื้นผิววัสดุต่ำ และช่วยลดการติดเชื้อจากแบคทีเรีย [34]

viii. ไฮแพน (Hypan, Hymedix International, Inc., Dayton, NJ, USA) สังเคราะห์จากไฮโดรเจลที่มีการเชื่อมต่อด้วยพันธะโควาเลนท์ (covalently crosslinked hydrogel) เป็นบล็อคโคพอลิเมอร์ที่ประกอบด้วยพอลิอะคริโลไนไตรล์ (polyacrylonitrile) เป็นส่วนที่แข็งแรง และพอลิเมอร์ที่มีหมู่ชอบน้ำอยู่ เช่น พอลิอะคริลิคเอสิด พอลิอะคริลาไมด์ เป็นส่วนที่อ่อนนุ่ม ไฮแพนมีสมบัติเชิงกลที่ดี ทนทานต่อแรงฉีกขาด สามารถดูดซับน้ำได้ถึง 92% มีพื้นผิวลื่น ยอมให้ไอน้ำและก๊าซผ่านได้ดี มีการยึดติดของโปรตีนกับพื้นผิววัสดุต่ำ สามารถเข้ากันได้ดีกับสิ่งมีชีวิต ไม่ละลายในตัวทำละลาย เช่น แอลกอฮอล์ คีโตน เอสเทอร์ อะโรมาติก และไฮโดรคาร์บอน เป็นต้น มีความเสถียรต่อความร้อนและรังสีต่างๆ ดังนั้นจึงสามารถทำการปลอดเชื้อได้หลายวิธี เช่น ออโตเครป (autoclave) รังสีแกมมาและลำแสงอิเลคตรอน เป็นต้น [35]

ix. เอกซู-ดราย (EXU-DRY, Smith & Nephew, Inc., Largo, Florida, USA) เป็นวัสดุที่ประกอบด้วยพอลิเอทธิลีนที่มีความหนาแน่นสูงและพอลิเมอร์เบลนด์ระหว่างเรยอนและเซลลูโลส มีข้อดีคือ นิ่มและยืดหยุ่นดี มีความระคายเคืองต่อบาดแผลต่ำ ไม่ติดกับบาดแผล ช่วยลดความเจ็บปวดของผู้ป่วยเมื่อ ทำการเปลี่ยนวัสดุปิดแผล ไม่มีสมบัติที่ต่อต้านเนื้อเยื่อ ดูดซับของเหลวจาก

บาดแผลได้ดี สามารถใช้ได้กับตัวยาทุกชนิดทั้งที่เป็นของเหลวและครีมได้ เหมาะสำหรับแผลไหม้ระดับดีกรีที่หนึ่งและสอง [35]

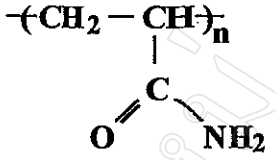
x. ออปไซท์ โพส-ออป (Opsite Post-Op, Smith & Nephew, Inc., Largo, Florida, USA) เป็นไฮโดรเจลที่สังเคราะห์จาก พอลิยูรีเทน (polyurethane) และพอลิฮีมา (PHEMA) วัสดุปิดแผลชนิดนี้ มีการดูดซับของเหลวที่ออกจากบาดแผลได้ดี มีอัตราการผ่านของไอน้ำสูง แนบติดกับผิวหนังได้ดี ไม่หลุดง่าย ไม่ก่อให้เกิดความระคายเคือง ไม่ติดกับบาดแผล ใส สามารถติดตามการเปลี่ยนแปลงของบาดแผลได้โดยไม่ต้องทำการเปลี่ยนบ่อยๆ และช่วยป้องกันอันตรายจากแบคทีเรียได้ [35]

xi. เมพิเทล (Mepitel, Molnlycke Health Care, Gamlestadsvagen 3C, Sweden) เป็นไฮโดรเจลที่สังเคราะห์จากพอลิเอไมด์ (polyamide) ใช้ซิลิโคน (silicone) เป็นตัวช่วยให้ยึดติดกับผิวหนัง แต่ไม่ยึดติดกับบาดแผล มีโครงสร้างที่เป็นรูพรุน ช่วยให้ดูดซับของเหลวจากบาดแผลได้ดี ลดความเจ็บปวดขณะทำการเปลี่ยนวัสดุปิดแผล มีระยะการใช้งานประมาณ 2-3 วัน [36]

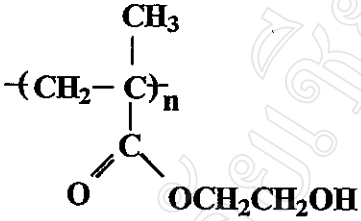
2.5 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

ในปัจจุบันได้มีการนำพอลิเมอร์มาใช้ในงานด้านต่างๆ เพิ่มขึ้น โดยเฉพาะในทางการแพทย์ ได้มีการนำพอลิเมอร์มาสังเคราะห์เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว และในขณะนี้วงการแพทย์ทั้งในและต่างประเทศได้ประสบปัญหาการขาดแคลนวัสดุดังกล่าวนี้ ดังนั้นจึงทำให้มีการค้นคว้าและวิจัยเพื่อพัฒนาวัสดุให้มีสมบัติที่เหมาะสม เพื่อนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว และสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ต่อไป

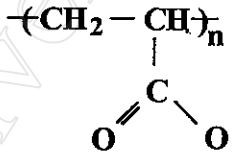
พอลิอะคริลาไมด์ได้ถูกนำมาสังเคราะห์ เพื่อใช้เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว เนื่องจากมีค่าปริมาณน้ำสมดุลสูงและยอมให้ไอน้ำผ่านได้ดี แต่มีข้อเสียคือ มีสมบัติทางเชิงกลต่ำ ฉีกขาดได้ง่าย ดังนั้น จึงมีความจำเป็นต้องทำการปรับปรุงสมบัติเชิงกลให้ดีขึ้น โดยการโคพอลิเมอไรซ์กับโคมอนอเมอร์ที่เหมาะสมและมีสมบัติเชิงกลที่ดีกว่า โคมอนอเมอร์ที่ทำการศึกษาในงานวิจัยนี้ คือ 2-ไฮดรอกซีเอทธิลเมทธาคริเลต, ฮีมา (2-Hydroxyethyl methacrylate, HEMA) และอะคริลิคเอสิด (Acrylic acid, AA) โครงสร้างของอะคริลาไมด์ ฮีมา และอะคริลิคเอสิด แสดงดังรูป 2.4



พอลิอะคริลาไมด์ (Polyacrylamide, PAM)



พอลิ(2-ไฮดรอกซีเอทธิลเมทธาคริเลต), พอลิฮีมา
[Poly(2-hydroxyethyl methacrylate), PHEMA]



พอลิอะคริลิคเอสิด
[Poly(acrylic acid), PAA]

รูป 2.4 โครงสร้างของพอลิอะคริลาไมด์ พอลิฮีมา และพอลิอะคริลิคเอสิด

ดังนั้น วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ

1. เพื่อสังเคราะห์พอลิ(ฮีมา-โค-อะคริลาไมด์) (Poly(HEMA-co-acrylamide)) ที่มีปริมาณอะคริลาไมด์ต่างๆ กัน ในรูปของแผ่นบาง และศึกษาสมบัติต่างๆ ที่สอดคล้องกับการนำไปใช้เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว

2. เพื่อสังเคราะห์พอลิ(อะคริลิคเอสิด-โค-อะคริลาไมด์) (Poly(acrylic acid-co-acrylamide)) ที่มีปริมาณอะคริลาไมด์ต่างๆ กัน ในรูปของแผ่นบาง และศึกษาสมบัติต่างๆ ที่สอดคล้องกับการนำไปใช้เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว

3. เพื่อศึกษาผลของปริมาณอะคริลาไมด์ ที่มีต่อสมบัติต่างๆ ของพอลิ(ฮีมา-โค-อะคริลาไมด์) และพอลิ(อะคริลิคเอสิด-โค-อะคริลาไมด์)

4. เพื่อหาแนวทางในการพัฒนาไฮโดรเจลเพื่อนำไปใช้เป็นวัสดุทดแทนผิวหนังแบบชั่วคราว