บทที่ 1 บทนำ

1.1 ปัญหาและที่มาของงานวิจัย

อุตสาหกรรมการแปรรูปอาหารทะเลจัดเป็นหนึ่งในอุตสาหกรรมหลักของประเทศไทย ทั้งในแง่ของการผลิตเพื่อบริโภคภายในประเทศหรือการผลิตเพื่อส่งออกนอกประเทศ โดยสามารถนำเงินเข้าประเทศได้จำนวนมหาศาลในแต่ละปี โดยประเทศไทยมีความได้เปรียบกว่าประเทศอื่นในเขตภูมิภาคเดียวกัน เนื่องจากได้รับการสนับสนุนอย่างสม่ำเสมอจากภาครัฐ และมีทรัพยากรที่ อุดมสมบูรณ์โดยเฉพาะชายฝั่งทะเลยาวกว่า 3000 กิโลเมตร ซึ่งเอื้อต่อการทำฟาร์มเพาะเลี้ยงสัตว์ทะเลที่มีคุณภาพ แม้การทำประมงในหลายพื้นที่เริ่มลดลงเนื่องจากความเสื่อมโทรมของแหล่งน้ำธรรมชาติ แต่อุตสาหกรรมอาหารทะเลในประเทศไทยยังสามารถเติบโตได้อย่างไม่ติดขัด เนื่องจากมีการเพาะเลี้ยงเข้ามาทดแทน โดยเฉพาะอย่างยิ่งฟาร์มเพาะเลี้ยงกุ้งที่มีคุณภาพกว่า 2000 แห่ง ทำให้ประเทศไทยกลายเป็นผู้ส่งออกกุ้งรายใหญ่ของโลก [1] อย่างไรก็ตามการเจริญเติบโตอย่างรวดเร็วของอุตสาหกรรมประเภทนี้ทำให้เกิดปัญหาในการกำจัดกากของเสียเหลือทิ้งจำนวนมหาศาลเช่น หัวกุ้ง เปลือกกุ้ง โดยการจัดการที่เหมาะสมที่สุดคือการนำของเสียเหล่านั้นมาใช้ประโยชน์ในด้านต่างๆ เช่น แปรรูปเป็นอาหารสัตว์ ปุ๋ย หรือนำมาสร้างมูลค่าเพิ่มโดยใช้เป็นวัตถุดิบในการผลิตสารหรือวัสดุชนิดอื่นที่มีคุณสมบัติน่าสนใจเช่นสารไคตินและไคซานซึ่งได้ถูกศึกษาอย่างมากในปัจจุบัน

โดยไคติน (Chitin) เป็นพอลิเมอร์ชีวภาพกลุ่มพอลิแซคคาไรด์ที่มีมากในธรรมชาติเป็นอันดับสองรองจากเซลลูโลส ซึ่งถูกพบมากที่สุดในส่วนเปลือกแข็งภายนอกของสัตว์ทะเลเช่น กุ้ง ปู กั้ง และแมลงที่มีปีก เช่น ตั๊กแตน ด้วง ผนังเซลล์ของพืชบางชนิด และในจุลินทรีย์ชนิดต่างๆ เช่น เห็ด รา และ ยีสต์ โดยทั้งไคตินและเซลลูโลสถูกจัดเป็นคาร์โบไฮเดรตชนิดเส้นใย จึงสามารถให้โครงสร้างของผลึกที่มีความแข็งแรงสูง ส่วนไคโตซาน (Chitosan) นั้นเกิดจากการสูญเสียหมู่อะเซทิล (deacetylation) ของไคติน ทำให้โครงสร้างของไคโตซานเป็นพอลีแซคคาไรด์แบบเส้นตรงที่ประกอบไปด้วย β-(1,4)-linked D-glucosamine (หน่วย deacetylated) และ N-acetyl-D-glucosamine (หน่วย acetylated) โดยทั้งสองหน่วยนั้นเรียงตัวกันอย่างกระจัดกระจายตามสายโซ่ ซึ่งหมู่อะมิโนที่เกิดขึ้นนี้ทำให้ไคโตซานมีสมบัติที่สามารถละลายได้ในสารละลายหลายชนิดที่มี pH น้อยกว่า 5.5 และเป็นอนุพันธ์ที่สามารถมีประจุบวกบนหมู่อะมิโนได้

เนื่องจากพอลิเมอร์ชีวภาพทั้งสองชนิดนี้มีความเป็นไปได้ทางโครงสร้างที่หลากหลาย จึงเอื้ออย่างยิ่งต่อการถูกดัดแปลงทางเคมีและทางฟิสิกส์เพื่อเพิ่มคุณสมบัติใหม่ๆ ทำให้ได้รับความสนใจและถูกนำไปประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมอย่างกว้างขวางหลากหลายประเภท [2] และเนื่องจากไคโตซานมีสมบัติทางชีวภาพที่เหมาะสม เช่น มีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (biocompatibility) สามารถย่อย

สลายในทางชีวภาพ (biodegradable) ไม่เป็นพิษ (non-toxic) ต้านเชื้อโรค (antimicrobial acitivity) และมี immunogenicity ที่ต่ำ จึงมักถูกนำไปประยุกต์ใช้ทางด้านการแพทย์ เช่น ในอุตสาหกรรมยา การปลดปล่อยยา [3] ไหมเย็บละลาย โดยเฉพาะอย่างยิ่งในด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ [4] โดยถูกใช้เป็น tissue scaffold หรือเป็นเจลสมานแผลหรือบรรเทาแผล (wound dressing and wound healing) ชนิด ไฮโดรเจล (hydrogel) [5]

โดยปกติแล้วการเลือกวัสดุที่นำเข้ามาเตรียมไฮโดรเจลนั้นสามารถเป็นได้ทั้งพอลิเมอร์สังเคราะห์ (synthetic polymer) ที่ได้จากปิโตรเคมี หรือพอลิเมอร์ได้จากธรรมชาติ (natural polymer) โดยการใช้ พอลิเมอร์ที่ได้จากธรรมชาตินั้น มีข้อดีคือไม่เป็นพิษต่อสิ่งแวดล้อมและสิ่งมีชีวิตและสามารถย่อย สลายได้เองตามธรรมชาติ โดยมากพอลิเมอร์ที่นิยมนำมาเตรียมไฮโดรเจลเพื่อใช้เป็นเจลสมานแผล นั้นควรมีโครงสร้างเป็นเส้นใย เช่น ไคโตซาน อัลจิเนต แป้ง เจลาติน เป็นต้น เนื่องจากมีข้อ ได้เปรียบ คือ มีค่าพื้นที่ผิวสูง มีความนุ่ม (softness) อุ้มน้ำและสามารถดูดซับเลือดหรือน้ำหนองได้ดี

จากงานวิจัยหลายชิ้นพบว่าไฮโดรเจลซึ่งทำมาจากไคโตซานนั้นสามารถถูกนำมาใช้เป็นวัสดุปิดแผล เพื่อช่วยในการสมานแผลที่มีประสิทธิภาพดี [6] กล่าวคือมีคุณสมบัติในด้านการรักษาความชุ่มชื้น บริเวณบาดแผล อากาศสามารถถ่ายเทเข้าออกได้ สามารถดูดซับของเหลวหรือสารพิษจากบาดแผลได้ ดี และไม่เป็นพิษหรือทำปฏิกิริยากับบาดแผล สามารถแยกออกจากบาดแผลได้ง่ายโดยไม่ทำให้ บาดแผลได้รับการบาดเจ็บเพิ่ม และลักษณะที่ยืดหยุ่นได้ดี [7] จึงสามารถถูกนำมาทดแทนวัสดุสมาน บาดแผลที่ต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศ เช่น พอลิเมอร์ประเภทยูริเทนที่มีสมบัติเหมาะสมต่อการ รักษาแต่มีราคาสูง โดยเฉพาะการรักษาบาดแผลที่เกิดจากน้ำร้อนลวกหรือแผลไฟไหม้ แผลลักษณะนี้ เป็นแผลที่มีพื้นที่กว้างจะต้องใช้เวลาในการรักษานาน ทำให้ผู้ป่วยเสียค่าใช้จ่ายในการรักษาสูง

อย่างไรก็ตามจากการศึกษาพบว่า ผลิตภัณฑ์จากไคโตซานบริสุทธิ์เพียงอย่างเดียวนั้นไม่คุ้มค่านักใน แง่การตลาด เนื่องจากต้องผ่านกระบวนการต่างๆเสียก่อน เช่น กระบวนการ deproteination demineralisation และ deacetylation ซึ่งมีราคาสูง และปริมาณของไคโตซานที่มีความบริสุทธิ์สูงนี้ ยังคงจำกัดและไม่เพียงพอต่อการผลิต และที่สำคัญที่สุดคือ สมบัติทางกายภาพของเส้นใยที่ได้ยังเป็น ปัญหาหลักของการนำมาประยุกต์ใช้จริง [8] ปัญหาเหล่านี้จึงเป็นที่มาของการเตรียมไฮโดรเจลโดย การผสม (blend) ไคโตซานร่วมกับพอลิเมอร์ชีวภาพชนิดอื่น เพื่อปรับปรุงสมบัติทางกายภาพของ ไฮโดรเจล เช่นผสมกับเจลาตินซึ่งช่วยในการห้ามเลือด (haemostatic effect) และผสมกับ อัลจิเนต ซึ่ง มีสมบัติช่วยสมานแผล นอกจากนี้อัลจิเนตยังช่วยในด้านเสริมความแข็งแรงของไฮโดรเจลอีกด้วย อนึ่งโครงสร้างแบบร่างแหสามมิติที่แข็งแรงของไฮโดรเจลนั้นเอื้ออย่างยิ่งต่อการสังเคราะห์ โฮโดรเจลคอมโพสิท (hydrogel composite) ระหว่างไคโตซานกับอนุภาคที่มีขนาดระดับไมโครและ

นาโนเมตร เช่น การนำ silver nanocrystalline ซึ่งมีสมบัติในการป้องกันและรักษาการติดเชื้อของบาดแผลมาเตรียมไฮโดรเจลร่วมกับไคโตซาน [9] ซึ่งการเตรียมไฮโดรเจลคอมโพสิทลักษณะนี้ทำให้เกิดผลิตภัณฑ์ชนิดใหม่ที่มีคุณภาพสูงและหลากหลายมากยิ่งขึ้น โดยสามารถเพิ่มสมบัติด้านอื่นที่ขาดไปโดยการเปลี่ยนชนิดของสารที่นำมาผสมกับไฮโดรเจล

งานวิจัยชิ้นนี้มุ่งไปที่การเตรียม พัฒนา และศึกษาสมบัติของไฮโดรเจลคอมโพสิทของ chitin/chitosan และ ถ่านกัมมันต์ ซึ่งวัสดุทั้งสองชนิดนี้มีคุณสมบัติที่ส่งเสริมและทดแทนกัน โดย ถ่านกัมมันต์ นั้นเป็นที่รู้จักกันดีในคุณสมบัติด้านการดูดซับที่สูงมาก สามารถช่วยดูดซับกลิ่นไม่พึงประสงค์ซึ่งถูกปล่อยออกจากแผลหรือสารออร์แกนิกส์อื่นได้ดี ไฮโดรเจล คอมโพสิทชนิดนี้เป็น hybrid adsorbent ที่ได้รับความสนใจอย่างมากในปัจจุบัน นอกจากการนำไปใช้ในด้านการดูดซับโลหะหนักหรือสารพิษจากน้ำในอุตสาหกรรมซึ่งพบมากแล้ว [10] จากการศึกษาพบว่ามีความเป็นไปได้ที่จะนำไฮโดรเจลคอมโพสิทชนิดนี้ไปประยุกต์ใช้ทางด้านการแพทย์ อย่างไรก็ตามปัญหาหลักคือการกระจายตัวของถ่านกัมมันต์ ในเนื้อเจลมักเป็นไปอย่างไม่สม่ำเสมอ ซึ่งทำให้ความแข็งแรงและความเป็นเนื้อเดียวกันของของเจลลดลง งานวิจัยชิ้นนี้จึงศึกษาการผสมพอลิเมอร์ชีวภาพชนิดอื่นลงไปเช่น อัลจิเนต เพื่อปรับปรุงสมบัติด้านกายภาพ เช่น ความแข็งแรง และการคงตัวของเจลคอมโพสิท ซึ่งจะช่วยในการกระจายตัวของอนุภาคถ่านกัมมันต์ให้เป็นไปอย่างสม่ำเสมอ และเพื่อให้ได้ผลิตภัณฑ์ที่มีคุณภาพมากที่สุด

1.2 ผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Chung และคณะ [11] ได้ทำการศึกษาและการสังเคราะห์ไฮโดรเจลโดยใช้ pluronic และ chitosan ชนิดกราฟโคพอลิเมอร์ ในการเตรียม chitosan โคพอลิเมอร์ เตรียมได้จากการเชื่อมพันธะระหว่าง pluronic กับ chitosan และใช้ 1-ethyl-3(3-dim – ethylaminopropyl)–Carbodiimide (EDC) และ N-hydroxysuccinimide (NHS) เป็นตัวเร่งปฏิกิริยาในการเชื่อมพันธะ ทำการศึกษาสมบัติทั้งทางด้านเคมีและทางกายภายของ โดยการวิเคราะห์โครงสร้างด้วยวิธี FT-IR และ H^1-NMR spectroscopy พบว่าการวิเคราะห์ด้วย FT-IR ให้ค่าการดูดกลืนแสงที่ 1635 cm^{-1}, 1530 cm^{-1} จะเป็นกลุ่มของ amide ส่วนการวิเคราะห์ด้วย H^1-NMR พบโครงสร้างของหมู่ acetylated chitosan (212 ppm), pluronic (ที่ 3.65 ppm) การทดสอบทางกายภาพพบว่า chitosan โคพอลิเมอร์ สามารถใช้ในกระบวนการทางการแพทย์ได้เช่น เป็นตัวนำพายาไปยังเซลล์

Chun-Mai Deng และคณะ [12] ทำการสังเคราะห์และศึกษาสมบัติของ Chitosan-gelatin โดยการใช้รีเอเจนต์เป็นตัวเชื่อมต่อพันธะ เพื่อช่วยในการสมานบาดแผล ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบในเรื่องความปลอดภัยของการใช้เจล คุณสมบัติในการต่อต้านแบคทีเรียและการประยุกต์ใช้ Chitosan-gelatin เพื่อใช้สมานบาดแผล Chitosan-gelatin sponge wound dressings (CGSWD) ส่วนการทดลองจะแบ่งออกเป็น 1) ทดสอบความเป็นพิษของ CGSWD 2) คุณสมบัติในการต่อต้านแบคทีเรีย ในที่นี้จะทำการทดสอบโดยใช้ยา cefradine ciprofioxacin และ penicillin 3) ทดสอบกับบาดแผลสัตว์โดยใช้กระต่ายพันธุ์นิวซีแลนด์ ใช้ Vaseline 0.2%(v/v) ethacridine และ CGSWD ตามลำดับ ทำการทดสอบกับบาดแผลโดยใช้ระยะเวลา 3, 5, 7, 10 และ 14 วัน พบว่าที่เวลา 14 วันหลังจากมีบาดแผล ผิวหนังของกระต่ายหายเป็นปกติ

Long zhao และคณะ [13] ได้ทำการสังเคราะห์ไฮโดรเจลจาก dihydroxypropyl chitosan ด้วยเทคนิคทำให้เกิดการเชื่อมต่อพันธะของพอลิเมอร์ด้วยรังสี โดยใช้สารละลาย DHP-chitosan ที่มีความเข้มข้นสูง (มากกว่า 10%) ในงานวิจัยนี้ใช้ความเข้มข้นที่ 20, 25, 30 และ 40% ทำการเตรียมตัวอย่างเป็นเวลา 2 วัน เมื่อสารละลายเป็นเนื้อเดียวกันหมดให้นำสารที่เตรียมได้มาทำให้เป็นแผ่นบางๆ หนาประมาณ 1 มิลลิเมตร จากนั้นนำไปสังเคราะห์ด้วยการใช้รังสี การศึกษางานวิจัยนี้จะวิจัยถึงการเชื่อมพันธะของโครงสร้าง สมบัติของการดูดซับน้ำ และทางด้านชีววิทยา พบว่าที่ความเข้มข้นของ DHP-chitosan 40% จะทำให้ผลของการดูดซับน้ำของไฮโดรเจลได้น้อยเมื่อเทียบกับความเข้นข้นที่ต่ำกว่าและการทดสอบการย่อยสลายได้โดยใช้เอนไซม์สามารถยืนยันได้ว่าไฮโดรเจลที่สังเคราะห์สามารถย่อยได้เองตามธรรมชาติ

Hou-feng zhang และคณะ [14] ได้ทำการสังเคราะห์ไฮโดรเจลจาก N-isopropylacrylamide กับ Carboxymethylchitosan แบบกราฟโคพอลิเมอร์และศึกษาเกี่ยวกับ thermosensitive จากงานวิจัยนี้จะทำการทดสอบทางด้านต่างๆ เช่นการตรวจสอบทางด้านสัณฐานวิทยาโดยการใช้เครื่อง scanning electron microscope (SEM) ศึกษาสมบัติทางความร้อน ด้วยเครื่อง differential scanning calorimeter (DSC) และ thermogravimetric analyzer (TGA) และทดสอบกลไกการดูดซับน้ำเมื่ออุณหภูมิภายนอกเปลี่ยนพบว่า ไฮโดรเจลที่สังเคราะห์ได้นั้นอัตราการดูดซับน้ำนั้นได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับเวลาและชนิดของไฮโดรเจล เมื่อเวลาเพิ่มสูงขึ้นจะทำให้อัตราการดูดซับน้ำได้มากในทางตรงข้ามเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้นจะทำให้กลไกการดูดซับของไฮโดรเจลได้น้อยลง

Huaping Tan และคณะ [15] ได้ทำการสังเคราะห์ไฮโดรเจลจาก chitosan – hyaluronic acid เพื่อใช้ในทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อและใช้เป็นตัวนำพายา ไฮโดรเจลที่ได้จาก polysaccharides จะมีโครงสร้างของภายนอกเซลล์คล้ายคลึงกับเนื้อเยื่อแต่จะมีส่วนที่แตกต่างคือ glycosaminoglycans (GAGS)

งานวิจัยนี้จะสังเคราะห์ไฮโดรเจล โดยใช้วัสดุที่นำมาสังเคราะห์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพ คือนำสารละลาย chitosan และ hyaluronicacid ผสมกันจนเข้ากันดี จากนั้นเติมสารเคมีที่ใช้ในการเชื่อมพันธะโดยจะเกิดปฏิกิริยาระหว่างหมู่ amino และ aldehyde groups ของ polysaccharide ในงานวิจัยนี้จะใช้ N-succinyl-chitusan (S-CS) และ aldehyde hyaluronic acid (A-HA) เพื่อใช้ในการเตรียมองค์ประกอบของไฮโดรเจล โดยเจลที่ได้จะทำการศึกษาลักษณะด้วย FT-IR spectroscopy และทำการศึกษาคุณสมบัติของเจลด้วยการหา อัตราส่วนของ S-CS และ A-HA และเวลาในการเกิดเจลโครงสร้างของเจล พื้นผิวของโครงสร้าง สมดุลของการบวมน้ำและการสลายตัวได้เองตามธรรมชาติ จากงานวิจัยนี้พบว่าผลของไฮโดรเจลที่ได้สามารถนำไปพัฒนาในการใช้ทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อได้

Costa Jr และคณะ [16] ได้ทำการศึกษาการเตรียมไฮโดรเจลจาก Chitosan และ poly(vinyl alcohol) ด้วยวิธีการเชื่อมโยงโมเลกุล PVAโดยใช้สารเคมี glutaraldehyde ทำการกำหนดอัตราส่วนของ Chitosan และ PVA ที่ (0:1), (1:3), (1:1), (3:1) และ (1:0) โดยปรับ pH ให้อยู่ในช่วง (4.00 ± 0.05) ด้วย 1.0 NaOH จากนั้นกวนเป็นเวลา 5 นาที จนสารละลายเข้ากันดีค่อยๆ เติม glutaraldehyde ช้าๆ ที่ความเข้มข้น 1% และ 5% ทำให้เจลที่ได้แห้งใน dessicator นำเจลที่ได้ไปทดสอบด้วยเครื่อง X-ray diffraction (XRD), Fourier transform infrared spectroscopy (FT-IR) และ Scanning electron microscopy (SEM) พบว่าที่อัตราส่วน (1:3) ลักษณะของไฮโดรเจลที่ได้ดีกว่าอัตราส่วนอื่นๆ ทำการทดสอบการดูดซับน้ำโดยใช้ Chitosan และ PVA ที่อัตราส่วน 25% และ 75% (1:3) ตามลำดับ ครอสลิงค์โดยใช้สารเคมี glutaraldehyde ที่ความเข้มข้น 1% และ 5% พบว่าเมื่อทำการเติมสาร glutaraldehyde แล้วเจลที่ได้จะมีการดูดซับน้ำได้ น้อยลงตามความเข้มข้นของ glutaraldehyde ตามลำดับ

Lu และคณะ [17] ได้ทำการประยุกต์วิธีการสังเคราะห์ไฮโดรเจลที่จากไคโตซานร่วมกับ silver nanocrystalline เพื่อใช้ในการสมานบาดแผล ในการทดสอบจะถือข้อกำหนดทาง Biosafety คือ นำเจลที่ได้มาทดสอบการติดเชื้อหรือต่อต้านเชื้อที่ทำให้เกิดโรค และประสิทธิภาพในการรักษาบาดแผลที่ลึกโดยใช้ Spragve-Dawley rate ในการทดสอบ โดยใช้เจลของไคโตซานร่วมกับ silver sulfadiazine เป็นเจลที่ใช้ในการรักษา ซึ่งจะควบคุมการทดสอบโดยการวัดบริเวณบาดแผล การทดสอบเนื้อเยื่อของบาดแผลและตัวอย่างเลือดเมื่อทำการเปรียบเทียบเจลทั้ง 2 ชนิดพบว่า silver nanocrystalline chitosan ให้อัตราการรักษาที่เพิ่มขึ้นซึ่งจะขึ้นอยู่กับ silver ในเลือดและเนื้อเยื่อ แต่จะต่ำกว่าระดับการรักษาของ silver sulfadiazine chitosan ส่วนการทดสอบการต่อต้านเชื้อของ silver nanocrystalline chitosan พบว่าให้ผลได้เป็นลบ

Jiang และคณะ [18] ได้ทำการเตรียมและศึกษาสมบัติของ nano-hydroxyapatite/Chitosan/carboxymethyl cellulose composite (n-HA/CS/CMC) ซึ่งจะใช้ carboxymethyl cellulose รวมตัวกับ nano-hydroxyapatite/Chitosan ทำให้เกิดเป็นโครงสร้างตาข่ายด้วยกระบวนการ Freeze – drying และทำการศึกษาคุณสมบัติของเจลด้วย Infrared absorption spectra (IR), X-ray diffraction (XRD), Scanning electron microscope (SEM) และทดสอบทางด้าน Soaking in Simulated body fluids (SBF) จากการทดสอบพบว่าพันธะทางเคมีภายในโครงสร้าง แต่ละองค์ประกอบมีความแข็งแรง อย่างไรก็ตามในการเตรียม n-H/CS/CMS composite ที่ใช้ 30 wt% CMC พบรูพรุนในโครงสร้าง ที่มีขนาด 100 ถึง 500 ?m และมีรูพรุนถึง 77.8 % สามารถทนต่อแรงกดได้ 3.54 MPa ส่วนการทดสอบ SBF Soaking ที่ใช้ 30 wt% CMC เป็นที่ยอมรับได้ในทางชีวภาพ และสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อได้

Sangjun และคณะ [19] ได้ทำการศึกษาผลของไฮโดรเจลที่มีคาร์บอกซีเมธิลไคโตซานเป็นองค์ประกอบพื้นฐานต่อการรักษาแผลลึกระดับดีพพาร์เชียลธิกเนสในหนูตะเภา ไฮโดรเจลสองชนิดที่มีคาร์บอกซีเมธิลไคโตซาน (ซีเอ็ม-ไคโตซาน) เป็นองค์ประกอบพื้นฐาน (ไฮโดรเจลของซีเอ็ม-ไคโตซานและของพอลิเมอร์ผสมระหว่างซีเอ็ม-ไคโตซานและซีเอ็ม-เซลลูโลส) ถูกนำมาใช้เป็นวัสดุตกแต่งแผลในงานวิจัยนี้ โดยทำการศึกษาเปรียบเทียบผลของวัสดุตกแต่งแผลต่อการรักษาแผลระหว่างไฮโดรเจลทั้งสองชนิดและวัสดุทางการค้า (Cutinova hydro®) (ตัวควบคุม) แผลสมมาตรสองแผลขนาด 1.0 x 1.0 ตร.ซม. ลึกระดับดีพพาร์เชียลธิกเนสบนหลังหนูตะเภาแต่ละตัวจะถูกปิดรักษาด้วยซีเอ็ม-ไคโตซานและวัสดุทาง การค้าเพื่อการเปรียบเทียบ การรักษาแผลบนหลังหนูตะเภาคู่หนึ่งๆ จะใช้เวลาช่วงหนึ่งๆ เมื่อถึงเวลาตามกำหนดแผลจะถูกเปิดออกเพื่อวัดขนาดของแผลที่เหลือด้วยเทคนิค image analysis ก่อนที่จะนำชิ้นเนื้อไปวิเคราะห์ทางจุลกายวิภาคศาสตร์ จากผลการทดลองพบว่าแผลที่ปิดรักษาด้วยไฮโดรเจลที่มีซีเอ็ม-ไคโตซานเป็นองค์ประกอบพื้นฐานไม่มีอาการติดเชื้อและหายได้เร็วกว่าแผลที่ปิดรักษาด้วยวัสดุทางการค้า ผลที่ได้จะสอดคล้องกับผลวิเคราะห์ทางจุลกายวิภาคศาสตร์ และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างผลของซีเอ็ม-ไคโตซานและพอลิเมอร์ผสมระหว่างซีเอ็ม-ไคโตซานและซีเอ็ม-เซลลูโลสต่อการหายของแผลทำโดยวิธีที่คล้ายกับวิธีข้างต้น วัสดุจากพอลิเมอร์ผสมรักษาแผลได้หายไวกว่าวัสดุซีเอ็ม-ไคโตซานเล็กน้อย

Sakchai Wittaya – areekul และคณะ [20]ได้ทำการศึกษาและพัฒนาไฮโดรเจลที่ได้จาก chitosan – polysaccharides composite เพื่อการสมานบาดแผล ในงานวิจัยนี้จะสนใจในการประยุกต์การเตรียมเจลจากไคโตซานคอมโพสิทในการสมานบาดแผล ซึ่งจะพัฒนาและปรับปรุงโดยการเติม corn starch และ dextrin และศึกษาผลกระทบของ propylene glycol ต่อความยืดหยุ่นของเจลไคโตซานโดยเติม poly propylene glycol ที่ความเข้มข้น 0.5 , 1.0 และ 1.5 % (W/V) ซึ่งจะคำนึงถึง

คุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับการสมานบาดแผล เช่น การดูดซับของเหลว การยอมให้อากาศผ่านเข้าออกจากเจลได้ การยึดเกาะที่ผิวหนัง และ ความยืดหยุ่น พบว่าเจลของไคโตซานสามารถดูดซับน้ำได้มากและลดลงเมื่อทำการเติม corn starch และ dextran ความชื้นและอากาศสามารถทะลุผ่านเจลได้และเมื่อเติม corn starch และ dextran อัตราการผ่านเข้าออกของอากาศเพิ่มขึ้น การทดสอบด้านการยึดเกาะผิวหนังนั้นพบว่าได้ทำการทดสอบกับแบบจะลอง pig gut เมื่อทำการเติม corn starch และ dextran ก็ไม่พบความแตกต่างกับเจลของไคโตซาน และการทดสอบความยืดหยุ่นพบว่าไคโตซานทนต่อแรงยืดต่ำสุดที่ 2 N แต่เมื่อเติม corn starch และ dextran พบว่าสามารถทนแรงยืดได้ดี จากการทดสอบพบว่า เจลของไคโตซานที่ใช้รักษาบาดแผลนั้นสามารถเติม corn starch และ dextran ได้

จากการทบทวนวรรณกรรม จะเห็นได้ว่ามีการนำไฮโดรเจลซึ่งทำมาจากไคโตซานนั้นถูกนำมาใช้เป็นวัสดุปิดแผลเพื่อช่วยในการสมานแผลที่มีประสิทธิภาพอย่างแพร่หลาย แต่ไฮโดรเจลจากไคโตซานบริสุทธิ์เพียงอย่างเดียวนั้นไม่คุ้มค่านักทางด้านการตลาด เนื่องจากมีราคาสูง ผู้วิจัยจึงศึกษาการผสมพอลิเมอร์ชีวภาพชนิดอื่นลงไปเช่น อัลจิเนต เพื่อปรับปรุงสมบัติด้านกายภาพ เช่น ความแข็งแรง และการคงตัวของเจลคอมโพสิท และถ่านกัมมันต์สามารถช่วยดูดซับกลิ่นไม่พึงประสงค์ซึ่งถูกปล่อยออกจากแผลหรือสารออร์แกนิกส์อื่นได้ดี

1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. ศึกษาและพัฒนาวิธีการเตรียมไฮโดรเจลคอมโพสิทที่ได้จากไคโตซานกับถ่านกัมมันต์ รวมกับพอลิเมอร์ชีวภาพชนิดอื่น เพื่อพัฒนาคุณสมบัติของเจล

2. ศึกษาปัจจัยและตัวแปรต่างๆของการเตรียมไฮโดรเจลคอมโพสิท ซึ่งมีผลต่อคุณภาพของเจล

3. ศึกษาความเป็นไปได้ในการนำไฮโดรเจลคอมโพสิทที่เตรียมได้ไปพัฒนาและประยุกต์ใช้เพื่อเป็นเจลสมานบาดแผลที่ใช้ได้จริง

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1. ศึกษาวิธีการพัฒนาในไฮโดรเจลคอมโพสิทเพื่อให้มีคุณสมบัติดีขึ้น โดยเน้นไปที่การหาส่วนผสมและสภาวะที่เหมาะสมที่สุดในการเตรียมไฮโดรเจลคอมโพสิทจากไคโตซาน ถ่านกัมมันต์และอัลจิเนต ทั้งนี้รวมไปถึงชนิดของวัตถุดิบ อัตราส่วนของวัตถุดิบที่สำคัญทั้งสามชนิด วิธีการเตรียมเจล อุณหภูมิ และระยะเวลาของการเกิด gelification

2. ศึกษาคุณสมบัติของไฮโดรเจลคอมโพสิททั้งทางกายภาพ ทางกล และทางเคมี เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปประยุกต์ใช้จริง

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ลดการใช้พอลิเมอร์สังเคราะห์ ที่นำมาใช้ในการเตรียมไฮโดรเจล

2. หากงานวิจัยให้ผลิตภัณฑ์ที่มีประสิทธิภาพดี ทำให้ได้วัสดุตกแต่งบาดแผลชนิดใหม่ที่มีสมบัติดี สามารถนำไปทำประโยชน์ในเชิงการค้าได้

3. เป็นการสร้างมูลค่าเพิ่มให้กับผลิตภัณฑ์เหลือทิ้งที่ได้จากอุตสาหกรรมหารทะเลซึ่งเป็นอุตสาหกรรม หลักของประเทศ

4. สามารถเป็นองค์ความรู้พื้นฐานเพื่อต่อยอดในงานวิจัยทางด้านการแพทย์ต่อไป