



รายงานวิจัย

การขึ้นรูปและปรับปรุงผิววัสดุฝังในชนิดโลหะเพื่อเพิ่มสมบัติเชิงวิศวกรรมและ
การเข้ากันได้ทางชีวภาพ

**Fabrication and surface modification of metallic implant in improving engineering
properties and biocompatibility**

ผศ.ดร. อนรรฆ ชันชะชวณะ

หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ ชั้น 6 อาคารเรียนรวม 4

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

โครงการวิจัยนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
ปีงบประมาณ 2554

ตุลาคม 2556

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณสำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ ที่ได้มอบเงินทุนสนับสนุนการวิจัยประจำปีงบประมาณ 2554 ให้แก่คณะผู้วิจัยเพื่อนำไปเป็นค่าใช้จ่ายต่างๆในการดำเนินงานวิจัย ขอขอบพระคุณบุคลากรทุกท่านในศูนย์เทคโนโลยีไมโครอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาอณูศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย คณะวิศวกรรมศาสตร์ คณะพลังงาน สิ่งแวดล้อม และวัสดุ หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ศูนย์ส่งเสริมงานวิจัยและทรัพย์สินทางปัญญา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ที่ได้คำแนะนำและความช่วยเหลือต่างๆในการทำงานวิจัย และสุดท้ายขอขอบผู้อำนวยความสะดวก แผนงาน หัวหน้าโครงการ และคณะนักวิจัยทุกท่าน ที่ทุ่มเทแรงกาย แรงใจ ในการทำงานวิจัยนี้ให้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี หากมีข้อผิดพลาดประการใดเกิดขึ้น คณะผู้วิจัยขออภัยไว้ ณ ที่นี้

บทคัดย่อ

แผนงานวิจัยนี้มีเป้าหมายจะพัฒนาเทคโนโลยีในการผลิตวัสดุฝังในให้มีคุณสมบัติที่ทัดเทียมกับต่างประเทศ ทั้งนี้งานวิจัยนี้จะมุ่งเป้าไปที่การผลิตวัสดุฝังในประเภทโลหะเป็นหลัก เนื่องจากวัสดุฝังในเป็นหนึ่งในวัสดุทางการแพทย์ที่สำคัญที่นำไปรักษากับโรคได้หลายชนิด โดยโครงการวิจัยนี้มุ่งเน้นที่จะนำเทคนิคเชิงวิศวกรรมมาใช้เพื่อปรับปรุงลักษณะสมบัติของวัสดุฝังในให้มีคุณภาพดีขึ้น โดยขอบเขตของงานวิจัยนี้ยังทำการทดสอบวัสดุฝังในที่ได้จากการพัฒนาทั้งในด้านเชิงวิศวกรรม และการเข้ากันได้ทางชีวภาพ รวมทั้งการศึกษาผลกระทบที่อาจจะมิต่อร่างกายหลังการใช้งานไปแล้ว ภายได้โครงการวิจัยนี้จะประกอบไปด้วยสามโครงการย่อยได้แก่

โครงการย่อยที่ 1 การศึกษาความเป็นไปได้ของการขึ้นรูปและการเคลือบผิวสกรูเพื่อใช้ใน

ทันตกรรมจัดฟัน

งานวิจัยนี้แก้ปัญหาด้วยการเคลือบผิวเพื่อปรับปรุงสมบัติของวัสดุชีวภาพ โดยการสร้างผิวเคลือบ Fluorinated diamond-like carbon (F-DLC) ที่ใช้เทคนิคการเคลือบผิวแบบ Plasma based ion implantation (PBII) สำหรับประยุกต์ใช้งานทางชีวการแพทย์ โดยกำหนดตัวแปรสองตัวในการเคลือบผิวคือความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ -5, -15 และ -20 กิโลโวลต์ และอัตราส่วนผสมแก๊สอะเซทิลีนต่อคาร์บอนเตตระฟลูออไรด์ ($C_2H_2:CF_4$) ที่อัตราส่วน 2:1, 1:1 และ 1:2 จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าผิวเคลือบที่ความต่างศักย์ไฟฟ้า -5 กิโลโวลต์ ณ อัตราส่วนผสมแก๊ส $C_2H_2:CF_4$ 2:1 และ 1:1 มีแนวโน้มที่ดีจากเงื่อนไขทั้งหมด และแสดงให้เห็นว่าทั้งผิวเคลือบที่ความต่างศักย์ไฟฟ้า -5 กิโลโวลต์ ณ อัตราส่วนผสมแก๊ส $C_2H_2:CF_4$ 2:1 และ 1:1 นั้นมีแนวโน้มของสมบัติทางชีวภาพที่ดีเมื่อเปรียบเทียบกับวัสดุที่ไม่ได้เคลือบ

โครงการย่อยที่ 2 การศึกษาการปรับปรุงพื้นผิวโลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ในการผลิตวัสดุ

ฝังในที่ใช้ในร่างกายมนุษย์ ด้วยวิธีการ Electropolishing

งานวิจัยนี้ได้ทำการจำลองกระบวนการยิงทรายด้วย Al_2O_3 ขนาด A16 และการขัดผิวชิ้นงานไทเทเนียม Ti-6Al-4V ด้วยวิธีทางไฟฟ้าเคมี สำหรับการปรับปรุงผิวชิ้นงานวัสดุฝังในเพื่อให้ได้ผิวเสมือนกับวัสดุฝังในที่ใช้ในเชิงพาณิชย์ พบว่าวิธีการขัดผิวด้วยวิธีทางไฟฟ้าเคมีสามารถนำไปปรับปรุงผิวของวัสดุฝังในไทเทเนียมในขั้นตอนการผลิตชิ้นงานจริงได้ ชิ้นงานที่ผ่านการขัดผิวด้วยวิธีทางไฟฟ้าเคมี จะทนการกัดกร่อนได้ดีกว่าชิ้นงานที่ผ่านกระบวนการยิงทราย เนื่องจากการขัดผิวชิ้นงานด้วยวิธีไฟฟ้าเคมี ผิวชิ้นงานจะมีความเรียบผิวมากขึ้น

โครงการย่อยที่ 3 การพัฒนาเทคโนโลยีทางไมโครฟลูอิดิกส์เพื่อวัดการอักเสบในระยะ

เริ่มแรกที่เกิดจากวัสดุฝังใน

งานวิจัยนี้ยังได้พัฒนาชุดตรวจวัดที่มีขนาดเล็กเพื่อใช้ในการตรวจวัด โปรตีนที่หลั่งออกมาเมื่อเกิดการอักเสบขึ้น ชุดตรวจนี้ใช้หลักการวัดด้วยวิธี immunoassay โดยการ ตรึง IL-18 capture antibody

ลงบนกระจกสไลด์เป็นจุดขนาดเล็ก จากนั้นจึงทำการหยดสารตัวอย่าง ที่ต้องการจะวัดความเข้มข้น ลง ทำปฏิกิริยาแบบ immunoassay โดยใช้สารเรืองแสงฟลูออเรสเซนต์ เป็นตัวให้สัญญาณ ช่วงของการตรวจวัดด้วยชุดตรวจนี้คือ 25 – 1,000 pg/ml ค่าความคลาดเคลื่อน จากการวัดซ้ำมีค่าน้อยกว่า 10% ซึ่งถือว่าเป็นค่าที่ยอมรับได้ เพื่อเป็นการพิสูจน์ว่าชุดตรวจนี้ใช้ได้กับ ตัวอย่างจริง ทางผู้วิจัยได้ ใช้ตัวอย่างที่มาจากพลาสมาของผู้ป่วยไตวายซึ่งมีระดับโปรตีน IL-18 ที่แตกต่างกันไป พบว่าชุดตรวจนี้ให้ผลได้ใกล้เคียงกับผลของชุดตรวจ ELISA มาก โดยที่ค่า $r^2 = 0.99$ บ่งบอกได้ว่าชุดตรวจนี้แม่นยำ สามารถนำมาใช้ได้จริง

คำสำคัญ วัสดุฝังใน การขึ้นรูป ไมโครฟลูอิดิกส์ วัสดุชีวภาพ วัสดุชีวการแพทย์

Abstract

This research program aims at developing technology for the fabrication of implants with the same quality as those manufactured worldwide. Specifically, the program mainly focuses on metal implants since they are important in medical applications and treatment. Engineering techniques are applied to improve the quality of the product. The scope of the program includes the technological development and the biocompatibility test of the fabricated implants. In addition, the study of the effect of metal implants on the patients will be investigated. This research program comprises three sub-programs, as follows:

Sub-Program 1 Feasibility Study of Fabrication and Coating of Orthodontics Screw Mini-implant

The aim of this study is to fabricate the fluorinated diamond-like carbon coatings by plasma based ion implantation technique for biomedical applications. In this study, there are two coating parameters, namely, negative pulsed bias voltage (at three different values, -5, -15 and -20 kV) and gas flow rate ratio of C₂H₂:CF₄ (at three different values, 2:1, 1:1 and 1:2). The results show that films deposited at -5 kV, gas flow rate ratio (C₂H₂:CF₄) 2:1 and 1:1 reveals good results for all mechanical tests.

Sub-Program 2 Study of Surface improvement of titanium- base alloy for human implant by electropolishing method

In this study, the Alumina- and Silica blasting media are applied to modify the surface similar applying in the commercial condition. This method for implant surface modification

could be transferred into the conventional manufacturing processes. The other advantage effect of the electropolishing method is the increasing corrosion resistance.

Sub-Program 3 Development of a Microfluidic Platform for Early Detection of Inflammation Caused by Implant Materials

In this study, we have developed a miniaturized immunoassay platform for the measurement of an inflammatory biomarker, IL-18. In this platform, the capture IL-18 antibody was immobilized onto a microscope slide using a covalent binding method before the analysis based on a sandwich immunoassay. The measurement interval of this system was between 25 to 1,000 pg/ml of IL-18. The coefficients of variability (CVs) were found to be less than 10%, indicating the good reproducibility and repeatability of the system. For a proof-of-concept study, plasma samples from patients with acute kidney injury were used. The measurements from the slide-based system were validated against those of ELISA to determine the diagnostic accuracy of this system. The levels of plasma IL-18 measured by both systems were highly correlated ($r^2 = 0.99$), indicating that this slide-based system has potential to be used as routine point-of-care system.

Keyword implant; fabrication, microfluidics; biomaterials; biomedical materials

ชื่อแผนงานวิจัย

การขึ้นรูปและปรับปรุงผิววัสดุฝังในชนิดโลหะเพื่อเพิ่มสมบัติเชิงวิศวกรรมและการเข้ากันได้ทางชีวภาพ

Fabrication and surface modification of metallic implant in improving engineering properties and biocompatibility

ชื่อโครงการวิจัยกรณีมีโครงการวิจัยภายใต้แผน

1. การศึกษาความเป็นไปได้ของการขึ้นรูปและการเคลือบผิวสกรูเพื่อใช้ในทันตกรรมจัดฟัน (Feasibility Study of Fabrication and Coating of Orthodontics Screw Mini-implant)
2. การศึกษาการปรับปรุงพื้นผิวโลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ในการผลิตวัสดุฝังในที่ใช้ในร่างกายมนุษย์ ด้วยวิธีการ Electropolishing (Study of Surface improvement of titanium- base alloy for human implant by electropolishing method)
3. การพัฒนาเทคโนโลยีทางไมโครฟลูอิดิกส์เพื่อวัดการอักเสบในระยะเริ่มแรกที่เกิดจากวัสดุฝังใน (Development of a Microfluidic Platform for Early Detection of Inflammation Caused by Implant Materials)

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัย ประจำปี พ.ศ. 2554 จำนวนเงิน 1,341,000 บาท
ระยะเวลาทำการวิจัย 2 ปี เริ่มทำการวิจัยเมื่อ ตุลาคม พ.ศ. 2554

ผู้รับผิดชอบและหน่วยงาน ประกอบด้วย

ผู้อำนวยการแผนงาน

ผศ.ดร. อนรรฆ ขันชะชวณะ
หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ ชั้น 6 อาคารเรียนรวม 4
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์ 02-4707583 โทรสาร 02-4707583

ผู้ร่วมงานวิจัย

โครงการย่อยที่ 1 การศึกษาความเป็นไปได้ของการขึ้นรูปและการเคลือบผิวสกรูเพื่อใช้ใน
ทันตกรรมจัดฟัน (Feasibility study of fabrication and coating of orthodontics screw mini-
implant)

หัวหน้าโครงการย่อย

ผศ.ดร. อนรรฆ ขันชะชวณะ
หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ ชั้น 6 อาคารเรียนรวม 4
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์ 02-4709116 โทรสาร 02-4709111

นักวิจัยในโครงการ

นาย อภินันท์ ภูเก้าล้วน
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

นาย ชวิน จงวรรณศิริ
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

โครงการย่อยที่ 2 การศึกษาการปรับปรุงพื้นผิวโลหะผสมไททาเนียมที่ใช้ในการผลิตวัสดุฝังในที่ใช้
ในร่างกายมนุษย์ ด้วยวิธีการ Electropolishing (Study of Surface improvement of titanium- base
alloy for human implant by electropolishing method)

หัวหน้าโครงการย่อย

ดร. ไพบุลย์ ช่างทอง

ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

โทรศัพท์ 02-4709189 โทรสาร 02-4709198

นักวิจัยในโครงการ

ดร. สิริพร โรจนนันต์

คณะพลังงาน สิ่งแวดล้อม และวัสดุ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

ดร. อิศนันท์ วิวัฒน์รัตนบุตร

หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ ชั้น 6 อาคารเรียนรวม 4

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

โทรศัพท์ 02-4709391 โทรสาร 02-4709391

โครงการย่อยที่ 3 การพัฒนาเทคโนโลยีทางไมโครฟลูอิดิกส์เพื่อวัดการอักเสบในระยะเริ่มแรกที่เกิดจากวัสดุฝังใน (Development of a Microfluidic Platform for Early Detection of Inflammation Caused by Implant Materials)

หัวหน้าโครงการย่อย

ดร. ขวัญชนก พสุวัต

หลักสูตรวิศวกรรมชีวภาพ ชั้น 6 อาคารเรียนรวม 4

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถ. ประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

โทรศัพท์ 02-4707583 โทรสาร 02-4707583

นักวิจัยในโครงการ

ดร. เดี่ยว กุลพิริย์

ภาควิชาวิศวกรรมระบบควบคุมและเครื่องมือวัด คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

126 ถนนประชาอุทิศ แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140

โทรศัพท์ 0-2470-9101 โทรสาร 02-470-9092

อ. โอภาส ตริวิทศักดิ์

ศูนย์เทคโนโลยีไมโครอิเล็กทรอนิกส์ (TMEC-NECTEC)

51/4 หมู่ 1 ตำบลวังตะเคียน อำเภอเมือง จังหวัดฉะเชิงเทรา 24000

โทรศัพท์ 0-3885-7100-9 โทรสาร 0-3885-7175

หน่วยงานสนับสนุน

สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุ คณะพลังงาน สิ่งแวดล้อม และวัสดุ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถนนประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์ 0-2470-8291 โทรสาร 0-2470-8643

ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถนนประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์ 02-4709189 โทรสาร 02-4709198

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถนนประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์ 02-4709117 โทรสาร 02-4709111

ศูนย์ส่งเสริมงานวิจัยและทรัพย์สินทางปัญญา
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
126 ถนนประชาธิปไตย แขวงบางมด เขตทุ่งครุ กรุงเทพฯ 10140
โทรศัพท์ 02-4708648 โทรสาร 02-4708643

สารบัญเรื่อง

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	ข
บทคัดย่อ	ค
สารบัญเรื่อง	ญ
สารบัญตาราง	ฐ
สารบัญภาพ	ท
รายการสัญลักษณ์	ฒ
บทนำรวม	ณ

โครงการย่อยที่ 1

1.1 ผู้รับผิดชอบและหน่วยงาน	1
1.2 คำสำคัญ	2
1.3 บทคัดย่อ	2
1.4 บทนำ	4
1.5 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	5
1.6 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	5
1.7 ระเบียบวิธีดำเนินวิจัย	6
1.8 ผลการวิจัย	7
1.8.1 การเตรียมชิ้นงานลวดโลหะผสมไทเทเนียมหน้าตัดกลม	7
1.8.2 การตรวจสอบโครงสร้างผลึกของวัสดุ	7
1.8.3 การตรวจสอบการจัดเรียงตัวของเกรนและขนาดของเกรน	10
1.8.4 ตรวจสอบหาองค์ประกอบทางเคมีของวัสดุ	11
1.8.5 การทดสอบแรงดึงของชิ้นงาน	13
1.8.6 การเปรียบเทียบพื้นผิวระหว่าง Screw mini implant ที่ทำการรีดเกลียวกับ Screw mini implant ทางพาณิชย์	15
1.8.7 การทดสอบสมบัติทางกายภาพและทางกลของผิวเคลือบ	19
1.8.8 การทดสอบสมบัติทางชีวภาพ	30
1.9 สรุปผลการวิจัย	41
1.10 อภิปรายผลการวิจัย	43
1.11 ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้	44
1.12 บรรณานุกรม	44

โครงการย่อยที่ 2

2.1 ผู้รับผิดชอบและหน่วยงาน	49
2.2 คำสำคัญ	50
2.3 บทคัดย่อ	50
2.4 บทนำ	52
2.5 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	54
2.6 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	54
2.7 ระเบียบวิธีดำเนินงานวิจัย	57
2.8 ผลการวิจัย	58
2.8.1 การเตรียมชิ้นงาน	58
2.8.2 การทดลอง	68
2.8.3 ผลการทดลอง	73
2.9 สรุปผลการวิจัย	83
2.10 อภิปรายผลการวิจัย	84
2.11 ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้	85
2.12 บรรณานุกรม	85

โครงการย่อยที่ 3

3.1 ผู้รับผิดชอบและหน่วยงาน	87
3.2 คำสำคัญ	88
3.3 บทคัดย่อ	89
3.4 บทนำ	90
3.5 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	91
3.6 การทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง	91
3.7 ระเบียบวิธีดำเนินงานวิจัย	94
3.8 ผลการวิจัย	96
3.9 สรุปผลการวิจัย	108
3.10 ประโยชน์ของผลงานวิจัยที่ได้	108
3.11 ข้อเสนอแนะ	108
3.11 บรรณานุกรม	109

ภาคผนวก

ก. สมบัติเชิงกลของ Ti-6Al-4V ELI	115
สรุปภาพรวมของแผนงาน	116
ประวัติและผลงานของนักวิจัย	117

สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
โครงการย่อยที่ 1	
1.1 ขนาดเกรนของลวดชนิดที่ 1	11
1.2 ขนาดเกรนของลวดชนิดที่ 2	11
1.3 ส่วนประกอบทางเคมีของ cp Titanium และ Titanium Alloy	12
1.4 ส่วนประกอบทางเคมีของลวดชนิดที่ 1	12
1.5 ส่วนประกอบทางเคมีของลวดชนิดที่ 2	13
1.6 มาตรฐานของชิ้นงานที่ทำการทดสอบแรงดึงตาม JIS-Z2201 No.9	13
1.7 ผลการวิเคราะห์เชิงตัวเลขของลักษณะ โครงสร้างของผิวเคลือบ	21
1.8 ค่ามุมสัมผัสและพลังงานพื้นผิวของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับผิวที่ไม่ได้เคลือบ	30
1.9 ค่ามุมสัมผัสและพลังงานพื้นผิวของวัสดุชีวภาพเปรียบเทียบกับผิวเคลือบ	34
โครงการย่อยที่ 2	
2.1 ส่วนผสมทางเคมีของ Ti-6Al-4V	59
2.2 ชนิดของทราย	61
2.3 ส่วนประกอบทางเคมีอลูมิเนียมออกไซด์ (Al_2O_3) A16 , A60	61
2.4 ส่วนประกอบทางเคมี ซิลิกาออกไซด์ (SiO_2)	62
2.5 ตัวแปรในการทดลองการยิงทราย	69
2.6 ส่วนผสมของน้ำยาเคมี (Electrolyte)	69
2.7 ตัวแปรในการทดลองการขัดผิวด้วยไฟฟ้าเคมี	70
2.8 Electrode Potentials	72
2.9 ลักษณะผิวของชิ้นงานหลังจากยิงทราย	73
2.10 ขนาดชิ้นงานที่เปลี่ยนไปหลังจากการขัดผิวทางไฟฟ้าเคมี	74
2.11 ผลการวัดความเรียบผิว (Surface roughness)	75
2.12 ผลการทดสอบความแข็ง	77
2.13 ผลการทดสอบ Tensile Strength	78
2.14 ลักษณะการแตกหักของชิ้นงาน Tensile	79
2.15 ผลการทดสอบการกัดกร่อนในสภาวะใช้งาน	83
โครงการย่อยที่ 3	
3.1 รูปแบบการทำ Immunoassay	93

3.2 การเปรียบเทียบวิธีที่ใช้ในการตรึงแอนติบอดี	93
3.3 ค่ามุม contact angle ของพื้นผิว glass slide หลังขั้นตอนต่างๆในการตรึงแอนติบอดี	98
3.4 การเปรียบเทียบการทำ immunoassay ด้วยวิธี ELISA และ glass slide	104
3.5 ค่า % CV ของ Intra- and Inter-assay CVs รวมทั้ง % errors ของชุดตรวจนี้	104
3.6 ข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างในงานวิจัยนี้	105
3.7 ความเข้มข้นของโปรตีน IL-18 ที่วัดได้ในตัวอย่างจริงโดยใช้วิธี ELISA และ slide-based immunoassay	106
ก.1 ส่วนประกอบทางเคมีของ Ti - 6Al - 4V ELI (Extra low interstitials)	115
ก.2 สมบัติเชิงกลของ Ti - 6Al - 4V ELI (Extra low interstitials)	115
ก.3 สมบัติทางกายภาพของ Ti - 6Al - 4V ELI (Extra low interstitials)	115

สารบัญภาพ

รูป	หน้า
โครงการย่อยที่ 1	
1.1 วัสดุเริ่มต้นชนิดที่ 1 (รูปล่าง) และชนิดที่ 2 (รูปบน)	7
1.2 Hexagonal Closed Packs: HCP	8
1.3 Body Centered Cubic: BCC	8
1.4 ผลการตรวจสอบโครงสร้างผลึกของลวดชนิดที่ 1	9
1.5 ผลการตรวจสอบโครงสร้างผลึกของลวดชนิดที่ 2	10
1.6 เปรียบเทียบค่า ความต้านแรงดึงคราก (Yield Strength) และ ความต้านแรงดึงสูงสุด (Ultimate Tensile Strength) ของวัสดุเริ่มต้นและกระดูก	14
1.7 เปรียบเทียบค่า โมดูลัสความยืดหยุ่น (Young's Modulus) ของวัสดุเริ่มต้น และกระดูกฟันกราม	14
1.8 เปอร์เซ็นต์การยืดตัว (Percent Elongation)	15
1.9 สภาพผิว Screw mini implant ที่ได้จากการรีดเกลียว ณ กำลังขยาย 35 เท่าและ 600 เท่าโดย	16
1.10 สภาพผิว Screw mini implant ที่ได้จากการรีดเกลียว ณ กำลังขยาย 35 เท่าและ 600 เท่าโดยปรับตั้งแม่พิมพ์แล้ว ดังแสดงในรูป (ก) และ (ข) ตามลำดับ	17
1.11 สภาพผิว Screw mini implant เริงพลาสม่า ณ กำลังขยาย 35 เท่าและ 600 เท่าดังแสดงในรูป (ก) และ (ข) ตามลำดับ	18
1.12 โมเดลแสดงการเปลี่ยนแปลงลักษณะโครงสร้างของผิวเคลือบ DLC	20
1.13 ผลการวิเคราะห์หาลักษณะโครงสร้างของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เคลือบผิว ณ อัตราส่วนผสมแก๊ส $C_2H_2:CF_4$ 2:1, 1:1, และ 1:2	21
1.14 ภาพถ่ายของผิวเคลือบที่ -20 กิโลโวลต์ โดยใช้กล้อง Optical Microscope กำลังขยาย 10 เท่า	22
1.15 ผลการวิเคราะห์หาปริมาณธาตุแต่ละชนิดในผิวเคลือบเปรียบเทียบกับอัตราส่วนผสมแก๊ส $C_2H_2:CF_4$	23
1.16 ผลอัตราการเกิดผิวเคลือบเปรียบเทียบกับความต่างศักย์ไฟฟ้า	24
1.17 ผลความเค้นภายในของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับความต่างศักย์ไฟฟ้า	25
1.18 ผลการระกุกุดของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับความต่างศักย์ไฟฟ้า	26
1.19 ผลค่าสัมประสิทธิ์ความเสียหายของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับผิวที่ไม่ได้เคลือบ	27
1.20 ผลค่าความแข็งของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับความต่างศักย์ไฟฟ้า	28
1.21 ผลค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับความต่างศักย์ไฟฟ้า	28
1.22 ผลการทดสอบค่าพลังงานพื้นผิวของผิวเคลือบเปรียบเทียบกับปริมาณฟลูออรีน	29

1.23 ตัวอย่างภาพวิธีการวัดมุมสัมผัส (Contact angle measurement)	31
1.24 ผลการทดสอบมุมสัมผัสของอาหารเลี้ยงเซลล์ (DMEM + Serum) บนผิวเคลือบ เปรียบเทียบกับปริมาณฟลูออรีน	31
1.25 ผลการยึดเกาะของโปรตีน Albumin บนผิววัสดุชีวภาพเปรียบเทียบกับผิวเคลือบ	33
1.26 ผลการยึดเกาะของโปรตีน Fibrinogen บนผิววัสดุชีวภาพเปรียบเทียบกับผิวเคลือบ	33
1.27 ผลอัตราส่วนการยึดเกาะของโปรตีนระหว่าง Albumin กับ Fibrinogen บนผิววัสดุ ชีวภาพเปรียบเทียบกับผิวเคลือบ	34
1.28 ผลการทดสอบความสามารถในการต้านทานการกัดกร่อนของวัสดุชีวภาพ เปรียบเทียบกับผิวเคลือบ ณ อุณหภูมิทดสอบ 37 องศาเซลเซียส	36
1.29 ผลความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ทำให้เริ่มเกิดการกัดกร่อน (E_{corr}) ของวัสดุชีวภาพ เปรียบเทียบกับผิวเคลือบ ณ อุณหภูมิทดสอบ 37 องศาเซลเซียส	36
1.30 ผลความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ทำให้ฟิล์มแพสซีฟเกิดการแตก (E_{brk}) ของวัสดุชีวภาพ เปรียบเทียบกับผิวเคลือบ ณ อุณหภูมิทดสอบ 37 องศาเซลเซียส	37
1.31 ผลความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า (I_p) เมื่อฟิล์มแพสซีฟเกิดการแตกของวัสดุ ชีวภาพเปรียบเทียบกับผิวเคลือบ ณ อุณหภูมิทดสอบ 37 องศาเซลเซียส	37
1.32 ผลความเข้ากันได้ดีกับร่างกายของ F-DLC 2:1 (5% Fluorine) และ 1:1 (12% Fluorine) โดยเปรียบเทียบกับนิกเกิลบริสุทธิ์	38
1.33 ผลความเข้ากันได้ดีกับร่างกายของ CP Ti, Ti-6Al-4V และ SUS 304 โดยเปรียบเทียบกับนิกเกิลบริสุทธิ์	39
1.34 ภาพแสดงการยึดเกาะ เจริญเติบโต และแบ่งตัวของเซลล์ L929 บนวัสดุ a) F-DLC 2:1 (5% Fluorine), b) F-DLC 1:1 (12% Fluorine), c) NiTi d) CP Ti, e) Ti-6Al-4V และ f) SUS 304 ซึ่งถ่ายด้วยกล้อง Fluorescence Microscope กำลังขยาย 40 เท่า	40
1.35 ขนาดเกรนของลาวชนิดที่ 1 และลาวชนิดที่ 2	41

โครงการย่อยที่ 2

2.1 ซ้าย) ภาพแสดงวัสดุฝังในในกระดูกสะโพกก่อนใส่ให้คนไข้ ขวา) ภาพแสดง Particulate wear debris สีดำขณะผ่าตัดนำวัสดุฝังในในกระดูกสะโพกออกจากคนไข้ กรณีการเกิด Aseptic loosening	54
2.2 ภาพตัดขวางของ hip implant แสดงถึง surface contamination และ รอยแตกบนชั้นผิว	56
2.3 ขนาดวัสดุไทเทเนียมอัลลอยด์เกรด Ti-6Al-4V	59
2.4 มิติและขนาดของชิ้นงาน A) ชิ้นงานสำหรับยิงทรายและขัดผิวด้วยวิธีไฟฟ้าเคมี B) ชิ้นงานสำหรับทดสอบสมบัติทางกล	60

2.5 เครื่องยิงทราย	60
2.6 ลักษณะรูปร่างของอลูมิเนียมออกไซด์ (Al_2O_3) A16 , A60	61
2.7 ลักษณะรูปร่างของซิลิกาออกไซด์ (SiO_2)	62
2.8 ภาพจำลองเครื่องขัดผิวทางไฟฟ้าเคมี	63
2.9 เครื่องวัดความเรียบผิว (Profilometer)	63
2.10 เครื่องทดสอบความแข็ง (Hardness Testing)	64
2.11(a) เครื่องทดสอบแรงดึง (Universal Tensile Testing Machine)	64
2.11 (b) ส่วนประกอบและการทำงานในระบบเครื่องทดสอบแรงดึง	65
2.12 กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM)	66
2.13 หลักการทำงานกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM)	67
2.14 ส่วนประกอบและหลักการทำงานของ EDS	67
2.15 ชุดทดสอบ Reference Half Cell Electrode	68
2.16 ลักษณะการยิงทราย	69
2.17 การขัดผิวทางไฟฟ้าเคมี	70
2.18 การทดสอบแรงดึง	71
2.19 ตำแหน่งการวัดความแข็ง	71
2.20 ชิ้นงานทดสอบการกัดกร่อน	72
2.21 วิธีการวัดค่าความต่างศักย์ของเซลล์ไฟฟ้าเคมี แบบ Two - metal cell (Galvanic cell)	73
2.22 ผิวชิ้นงานที่ผ่านการกลึง	76
2.23 ชิ้นงานที่ผ่านยิงทรายด้วยอลูมิเนียมออกไซด์ (A16)	76
2.24 ชิ้นงานยิงทรายด้วยอลูมิเนียมออกไซด์ (A16) และขัดผิวไฟฟ้าเคมี (EP)	76
2.25 ชิ้นงานที่ผ่านยิงทรายด้วยซิลิกาออกไซด์	77
2.26 ชิ้นงานที่ผ่านยิงทรายด้วยซิลิกาออกไซด์และขัดผิวไฟฟ้าเคมี (EP)	77
2.27 กราฟความเค้น – ความเครียดแรงดึงของชิ้นงาน	78
2.28 ภาพ SEM และผล EDS ของผิวชิ้นงานไทเทเนียม (TiA16V4) ผ่านกระบวนการ Machining	80
2.29 ภาพ SEM และผล EDS ของผิวชิ้นงานไทเทเนียม (TiA16V4) ยิงด้วย Al_2O_3 (A16)	81
2.30 ภาพ SEM และผล EDS ของผิวชิ้นงานที่ยิงด้วย Al_2O_3 (A16) ขัดผิวด้วยไฟฟ้าเคมี (EP)	81
2.31 ภาพ SEM และผล EDS ของผิวชิ้นงานไทเทเนียม (TiA16V4) ที่ยิงด้วย SiO_2	82
2.32 ภาพ SEM และผล EDS ของผิวชิ้นงานไทเทเนียม (TiA16V4) ยิงด้วย SiO_2 ขัดผิวด้วย ไฟฟ้าเคมี (EP)	82

โครงการย่อยที่ 3

3.1 โครงสร้างของแอนติบอดี	92
3.2 รูปแบบการหดยสารละลายแอนติบอดีตัวจับ (capture antibody)	94
3.3 หลักการการตรึง capture antibody ลงบน glass slide	97
3.4 รูปหยคน้ำบนพื้นผิวตามขั้นตอนต่างๆ ของการตรึงแอนติบอดี	98
3.5 ความเข้มแสงของฟลูออเรสเซนส์ที่ได้จาก linker แบบ EDC อย่างเดียว และ EDC + NHS	99
3.6 ความเข้มแสงฟลูออเรสเซนส์เมื่อใช้ 0.1 mM EDC + 0.25 mM NHS กับ 2 mM EDC + 5 mM NHS	100
3.7 ความเข้มแสงฟลูออเรสเซนส์เมื่อใช้ capture antibody เป็น anti-IL18 ที่ความเข้มข้น 2, 5 และ 10 $\mu\text{g/ml}$	101
3.8 รูปแบบการทดลองเพื่อสร้างเส้นกราฟมาตรฐานสำหรับ glass slide 1 ชิ้น	102
3.9 ภาพของ glass slide หลังปฏิกิริยา immunoassay แล้ว	102
3.10 เส้นกราฟมาตรฐานของโปรตีน IL-18	103
3.11 การเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการวัดโปรตีน IL-18 ในตัวอย่างพลาสมาด้วยวิธี ELISA และ slide-based immunoassay	107

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อที่ใช้ในการวิจัย

α	=	Alpha Phase Titanium Alloys
β	=	Beta Phase Titanium Alloys
ϕ	=	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง
XRD	=	X-Ray Diffraction
EDS	=	Energy Dispersive Spectrometry
OM	=	Optical Microscope
α -MEM	=	alpha minimum essential medium
FBS	=	Fetal bovine serum
POC	=	Point-of-care
PDMS	=	polydimethylsiloxane
hs-CRP	=	high sensitivity C-reactive protein
IL-6	=	Interleukin-6
SAM	=	self-assembled monolayer
QCM	=	quartz crystal microbalance

บทนำรวม

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ประเทศไทยในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีในหลายๆด้านอย่างต่อเนื่องพร้อมๆ ไปด้วยกับการเจริญเติบโตทางเศรษฐกิจของประเทศ แต่นัยกลับกันจากข้อมูลสถิติของกรมข้อมูลข่าวสารสุขภาพ สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์ กระทรวงสาธารณสุข ในปี 2544 – 2548 พบว่าสาเหตุการตายของประชาชนจากโรคร้ายไข้เจ็บกลับมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น แม้ว่าการพัฒนาของประเทศทางด้านเทคโนโลยีจะก้าวหน้าไปมากก็ตาม จากสภาวะการณดังกล่าวส่งผลให้เกิดการปฏิรูปด้านสาธารณสุขและระบบสุขภาพของประเทศ รวมไปถึงการพัฒนาเทคโนโลยีและนวัตกรรมทางการแพทย์ โดยการพัฒนาเทคโนโลยีสาขาหนึ่งที่จำเป็นและเร่งด่วนอย่างมาก คือ การพัฒนาด้านวัสดุ เครื่องมือ และอุปกรณ์ทางการแพทย์ เพื่อใช้ในการรองรับระบบสาธารณสุข และการแพทย์ของประเทศ โดยวัสดุเครื่องมือ และอุปกรณ์ทางการแพทย์ยังไม่พัฒนาเท่าที่ควร รวมทั้งการขาดความเชื่อถือในคุณภาพของสินค้าที่ผลิตในประเทศ จึงทำให้ต้องมีการนำเข้าวัสดุ อุปกรณ์ทางการแพทย์จากต่างประเทศแต่ละปีในมูลค่าสูงมาก จากรายงานของศูนย์เทคโนโลยีและวัสดุแห่งชาติ ระบุว่าในปี พ.ศ. 2546 ประเทศไทยมียอดการนำเข้ารวมกว่า 12,282 ล้านบาท การพัฒนาเทคโนโลยีด้านวัสดุทางการแพทย์จึงจัดเป็นศาสตร์สาขาหนึ่งที่ต้องการการพัฒนาอย่างเร่งด่วนซึ่งส่งผลทั้งการพัฒนาสาธารณสุขและระบบสุขภาพของประชาชนในประเทศให้มีสุขภาพดี อยู่ดีกินดีมากขึ้น และยังส่งผลไปยังการพัฒนาเทคโนโลยีเพื่อให้เกิดการผลิตผลิตภัณฑ์วัสดุเพื่อใช้ในประเทศ เพื่อลดมูลค่าการนำเข้าวัสดุการแพทย์จากต่างประเทศอีกด้วย

ในกลุ่มของวัสดุการแพทย์ที่สำคัญ วัสดุฝังในจัดเป็นวัสดุทางการแพทย์ที่มีความสำคัญเป็นอันดับต้นๆ ซึ่งสามารถนำไปใช้กับการรักษาพยาบาลกับโรคร้ายหลายชนิด เช่น การบาดเจ็บจากอุบัติเหตุต่างๆ ซึ่งในการเกิดอุบัติเหตุ อวัยวะที่ได้รับการบาดเจ็บสูงสุดคือ ศรีษะ และรองลงมาเป็นการบาดเจ็บจากกระดูกหักตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย ซึ่งวัสดุฝังในได้เข้ามามีบทบาทกับการบาดเจ็บจากอุบัติเหตุเหล่านี้เป็นอย่างมาก ทั้งนี้เนื่องจากวัสดุในการดูแลรักษา และฟื้นฟูสภาพผู้ป่วยอุบัติเหตุส่วนใหญ่นำเข้าจากต่างประเทศเป็นหลัก ซึ่งจากรายงานของศูนย์วิจัยเทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติได้ระบุถึงการนำเข้าของข้อสะโพกเทียมมีมูลค่าการนำเข้าประมาณ 450 ล้านบาทต่อปี เป็นต้น ทั้งนี้สืบเนื่องจากวัสดุดังกล่าวไม่สามารถผลิตได้ในประเทศ นอกจากนี้ปัญหาหนึ่งที่พบวัสดุฝังในมักมีราคาสูงเกินกว่าที่สถานพยาบาลและผู้ป่วยไทยจะสามารถจัดหาได้ การพัฒนาเทคโนโลยีในการผลิตวัสดุฝังในให้มีคุณภาพทัดเทียมกับต่างประเทศจึงไม่เพียงแต่จะส่งผลทางเศรษฐกิจคือลดการนำเข้าวัสดุทางการแพทย์แล้ว ยังเป็นการลดค่าใช้จ่าย

ทางการแพทย์ที่เกิดขึ้นจากการใช้วัสดุราคาแพงจากต่างประเทศ ส่งผลให้คนไทยสามารถเข้าถึงการรักษาพยาบาลที่ดีได้มากขึ้น มาตรการของรัฐในด้านสาธารณสุขอีกด้วย

แผนงานวิจัยนี้จึงมีเป้าหมายจะพัฒนาเทคโนโลยีในการผลิตวัสดุฝังในให้มีคุณสมบัติที่ทัดเทียมกับต่างประเทศ ทั้งนี้งานวิจัยนี้จะมุ่งเป้าไปที่การผลิตวัสดุฝังในประเภทโลหะเป็นหลัก เพื่อให้ได้ลักษณะสมบัติของวัสดุฝังในที่แตกต่างกันไป ซึ่งเป็นการเพิ่มทางเลือกในการนำไปใช้งานให้เหมาะสมกับลักษณะการนำไปใช้งานของวัสดุนั้นๆ ในร่างกายต่อไป โดยชุดโครงการวิจัยนี้มุ่งเน้นที่จะนำเทคนิคเชิงวิศวกรรมมาใช้เพื่อปรับปรุงลักษณะสมบัติของวัสดุฝังในให้มีคุณภาพดีขึ้น โดยจะนำเทคนิคทางการขึ้นรูปวัสดุ (Fabrication) เพื่อให้ได้วัสดุฝังในที่มีคุณภาพดี และการปรับปรุงพื้นผิว (Surface modification) เพื่อให้ได้กระบวนการที่สามารถพัฒนาลักษณะสมบัติวัสดุฝังในให้ดียิ่งขึ้น โดยขอบเขตของงานวิจัยที่จะจัดทำยังรวมไปถึงการทดสอบวัสดุฝังในที่ได้จากการพัฒนาจากงานวิจัยนี้ทั้งในด้านเชิงวิศวกรรม และการเข้ากันได้ทางชีวภาพ เพื่อให้ได้ระดับคุณภาพของต้นแบบวัสดุฝังใน และกระบวนการปรับปรุงพื้นผิวที่ได้ เพื่อนำไปใช้ในการพัฒนาเป็นผลิตภัณฑ์ต่อไปอีกด้วย

เพื่อให้ประสบผลสำเร็จตามที่ได้ตั้งเป้าหมายไว้ในตอนต้น โครงการวิจัยย่อยภายใต้ชุดแผนโครงการวิจัยนี้จึงประกอบด้วยงานวิจัย 3 งาน ได้แก่

โครงการย่อยที่ 1 การศึกษาความเป็นไปได้ของการขึ้นรูปและการเคลือบผิวสกรูเพื่อใช้ในทันตกรรมจัดฟัน ในงานวิจัยส่วนนี้จะเป็นการนำเทคนิคการขึ้นรูปด้วยวิธีรีดเกลียว (Thread Rolling) มาใช้ในการขึ้นรูปของ Screw mini implant เพื่อใช้เป็นวัสดุฝังในในทันตกรรมจัดฟัน เพื่อหาความเป็นไปได้ในการผลิตวัสดุฝังในชนิดนี้ขึ้นเองในประเทศไทย แทนการนำเข้าของวัสดุทันตกรรมซึ่งมีราคาสูงประมาณชิ้นละ 1,500 บาท และยังไม่มีการผลิตขึ้นเองในภาคอุตสาหกรรมของประเทศไทย

โครงการย่อยที่ 2 การศึกษาการปรับปรุงพื้นผิวโลหะผสมไททานเนียมที่ใช้ในการผลิตวัสดุฝังในที่ใช้ในร่างกายมนุษย์ ด้วยวิธีการ Electropolishing โดยในงานส่วนนี้จะเป็นการนำเทคนิค Electropolishing มาใช้เพื่อปรับปรุงคุณสมบัติในเชิงรูปร่างลักษณะของผิว (Surface morphology) โดยเฉพาะการกำจัดวัสดุปนเปื้อนบนพื้นผิวของวัสดุฝังใน เช่น สะโปกเทียมและข้อต่อ เป็นต้น เพื่อแก้ปัญหการเกิดภาวะหลวมคลอนในผู้ป่วยหลังจากการผ่าตัดเพื่อใส่วัสดุทดแทนแล้ว โดยผลที่ได้จากงานวิจัยนี้จะเป็นต้นแบบกระบวนการปรับปรุงคุณภาพพื้นผิววัสดุเพื่อให้มีสมบัติที่เหมาะสมทั้งเชิงวิศวกรรมในแง่ของความแข็งแรงและด้านทานการกัดกร่อน และปลอดภัยจากวัสดุปนเปื้อนที่ตกค้างมาจากกระบวนการยิงทราย

โครงการย่อยที่ 3 มุ่งเน้นไปที่การพัฒนาเทคโนโลยี microfluidics มาใช้ในการตรวจสอบ biomarkers ที่เกี่ยวข้องกับการอักเสบอันเนื่องมาจากวัสดุฝังใน โดยที่เครื่องมือ microfluidics นี้จะทำมาจาก polydimethylsiloxane (PDMS) ประกอบกับแก้วด้วยวิธี oxygen plasma โดยที่ microfluidic

channel จะอยู่บนชั้นของ PDMS และ antibodies ที่จะใช้ในการจับ biomarkers จะอยู่ถูกตรึงไว้บนแก้ว จากนั้น Plasma หรือ เลือด จะถูกนำส่งเข้าไปในชิพโดยใช้ syringe pump หลังจาก that biomarkers ไปจับกับ antibodies แล้ว fluorescence probes ก็จะถูกปั๊มเข้าไปในชิพเพื่อจับกับ antibody-biomarker หากมีการจับกันของ antibody กับ biomarker ก็จะเกิดการเรืองแสง fluorescence ซึ่งสามารถวัดความเข้มของแสงได้ด้วยกล้อง fluorescence microscope หรือ fluorescence scanner ผลที่ได้จากงานวิจัยนี้จะนำไปสู่เทคนิคใหม่ในการตรวจวัด biomarkers ที่รวดเร็วและง่ายขึ้น ได้ต้องการความรู้ในการควบคุมการทดสอบ immunoassay บนหลักการ microfluidics นอกจากนี้ยังสามารถนำไปต่อยอดเพื่อผลิตเป็น integration system ที่รวมเอาการหน่วยการทำงานต่างๆมารวมไว้ในระบบเดียวกันทำให้ง่ายต่อการพกพาและใช้งาน

ผลสำเร็จของงานวิจัยโดยรวมนี้จะประกอบด้วยต้นแบบระดับห้องปฏิบัติการของวัสดุฝังในและต้นแบบกระบวนการปรับปรุงคุณภาพผิวและต้นแบบของเทคโนโลยีในการตรวจวัด Biomarker ที่สามารถนำไปถ่ายทอดเทคโนโลยี และเกิดการพัฒนา ต่อยอดเพื่อให้ได้กระบวนการผลิตวัสดุฝังในที่ทำขึ้นเองในประเทศไทย มีคุณภาพที่ดีขึ้นหรือต้นทุนที่ต่ำลงต่อไปได้แล้ว ยังส่งนำไปสู่การส่งผลทางเศรษฐกิจในอนาคตคือ การลดการนำเข้าวัสดุทางการแพทย์อีกด้วย

2. วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. เพื่อสร้างต้นแบบวัสดุฝังในทดแทนกระดูก ต้นแบบวัสดุฝังในสำหรับทันตกรรม และต้นแบบกระบวนการในการปรับปรุงวัสดุฝังในสำหรับอวัยวะเทียมของมนุษย์ ที่มีสมบัติเชิงวิศวกรรมที่เหมาะสมในการผลิตอวัยวะเทียม
2. เพื่อได้วิธีการปรับปรุงคุณสมบัติเชิงวิศวกรรมของวัสดุฝังในแต่ละประเภท เช่น คุณสมบัติในเชิงรูปร่างลักษณะของผิว (Surface morphology) คุณสมบัติการต้านทานการกัดกร่อน คุณสมบัติการเข้ากันได้ของวัสดุและเนื้อเยื่อกระดูก
3. เพื่อสร้างองค์ความรู้ในการนำความรู้เชิงวิศวกรรมในด้านการขึ้นรูป (Fabrication) และปรับปรุงลักษณะพื้นผิว (Surface modification) สำหรับวัสดุฝังใน เพื่อนำไปใช้ในการพัฒนาเทคโนโลยีการผลิตวัสดุฝังในต่อไป
4. เพื่อสร้างเทคโนโลยีของ microfluidics มาใช้ในการตรวจสอบ biomarkers ที่เกี่ยวข้องกับการอักเสบอันเนื่องมาจากวัสดุฝังใน เพื่อตรวจสอบผลกระทบที่เกิดจากการใช้วัสดุฝังในได้อย่างรวดเร็วและมีประสิทธิภาพ

3. รายละเอียดความเชื่อมโยงระหว่างโครงการวิจัยย่อย

โครงการย่อยทั้งสามโครงการนี้ มีความเกี่ยวข้องกันอย่างต่อเนื่อง เริ่มต้นจากกระบวนการเลือกวัสดุที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในร่างกายได้ ศึกษาวิธีการขึ้นรูป และการออกแบบให้มีสมบัติ

ทางกลที่สามารถใช้งานได้เหมาะกับร่างกายมนุษย์ นอกจากนี้ยังได้พิจารณาไปถึงการปรับปรุงผิวของวัสดุชีวภาพโดยภาพรวมซึ่งอาจจะสามารถปรับลักษณะพื้นผิวให้เหมาะแก่การฝังในในตำแหน่งต่างๆ และเพื่อสามารถป้องกันการกัดกร่อนได้อีกด้วย เพื่อลดปัญหาที่จะเกิดเมื่อฝังเข้าไปเป็นระยะเวลานานๆ ในโครงการสุดท้ายนั้นก็นำเอาองค์ความรู้ที่ได้จาก 2 โครงการแรกนั้นมารวมเข้ากัน แล้วต่อยอดโดยการศึกษาในเชิงของการอักเสบที่เกิดจากการใช้วัสดุฝังในในระยะแรกๆ โดยนำเทคโนโลยีทางไมโครฟลูอิดิกส์มาใช้ เพื่อประหยัดเวลาและไม่จำเป็นต้องทดลองโดยตรงกับสิ่งมีชีวิต ดังนั้นจึงเป็นการมั่นใจได้ว่างานวิจัยชุดนี้ จะทำให้เกิดความมั่นใจในการใช้งานวัสดุฝังในที่มีแนวโน้มที่จะสามารถผลิตได้เองในประเทศไทยในอนาคตอันใกล้

4. ประโยชน์ที่ได้รับ

การพัฒนาทางการแพทย์ของไทยมีวิวัฒนาการอย่างต่อเนื่อง ในปัจจุบันถึงแม้จะเป็นที่ยอมรับว่าวงการแพทย์ของประเทศไทยมีความก้าวหน้าเป็นที่ยอมรับจากทั้งในและต่างประเทศ แต่ข้อจำกัดหนึ่งในการพัฒนาทางการแพทย์คือความรู้ทางวัสดุศาสตร์ที่จะนำมาบูรณาการกับความรู้ทางการแพทย์เพื่อใช้ประโยชน์จริงทำให้ค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นในการรักษาพยาบาลสูงมากเมื่อเทียบกับค่าครองชีพ ทั้งนี้เพราะอุปกรณ์และชิ้นส่วนต่างๆ ที่ใช้ทางการแพทย์ยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศ แผนงานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอขึ้นเพื่อมุ่งหวังที่จะได้ผลลัพธ์ที่นำไปสู่การพัฒนาวัสดุฝังในให้มีคุณภาพทัดเทียมหรือดีกว่าวัสดุนำเข้าจากต่างประเทศ เพื่อให้เกิดการผลิตผลิตภัณฑ์วัสดุฝังในเพื่อใช้ในประเทศได้ โดยผลลัพธ์ที่คาดหวังจากชุดงานวิจัยนี้ ประกอบด้วย

1. ต้นแบบวัสดุฝังใน และต้นแบบในการศึกษาวัสดุฝังในที่มีสมบัติเชิงวิศวกรรมที่เหมาะสมในการผลิตอวัยวะเทียม
2. วิธีการปรับปรุงคุณสมบัติเชิงวิศวกรรมของผิวของอวัยวะเทียม ได้แก่ คุณสมบัติในเชิงรูปร่างลักษณะของผิว (Surface morphology) คุณสมบัติการต้านทานการกัดกร่อน คุณสมบัติการเข้ากันได้ของวัสดุและเนื้อเยื่อกระดูก
3. องค์ความรู้ในการนำความรู้เชิงวิศวกรรมในด้านการปรับปรุงลักษณะพื้นผิว (Surface modification) ไปใช้ในการปรับปรุงลักษณะสมบัติของวัสดุฝังใน
4. กระบวนการขึ้นรูปวัสดุฝังใน โดยมีการนำเอาผลการจำลองทางคณิตศาสตร์เข้ามาช่วยเพื่อเป็นต้นแบบให้กับภาคอุตสาหกรรมที่มีความสนใจ
5. ต้นแบบอุปกรณ์ตรวจจับความผิดปกติทางชีวภาพโดยเทคโนโลยี microfluidic เพื่อตรวจจับการอักเสบหรือความผิดปกติที่เกิดจากการใช้วัสดุฝังในในระยะแรก

ดังนั้นหากงานวิจัยชิ้นนี้ประสบความสำเร็จ ความคาดหวังของคณะผู้ทำวิจัยคือการบูรณาการองค์ความรู้และศาสตร์ที่เกิดขึ้นจากงานวิจัยกับศาสตร์ทางการแพทย์เพื่อผลิตวัสดุทดแทนทางการแพทย์

แพทย์ ทั้งนี้ผลิตภัณฑ์ที่ได้ไม่เพียงแต่จะส่งผลทางเศรษฐกิจคือลดการนำเข้าวัสดุทางการแพทย์แล้ว ยังเป็นการลดค่าใช้จ่ายทางการแพทย์ที่เกิดขึ้นจากการใช้วัสดุราคาแพงจากต่างประเทศ ส่งผลให้คนไทยสามารถเข้าถึงการรักษาพยาบาลที่ดีได้มากขึ้น ลดภาระของรัฐในด้านสาธารณสุข นอกจากนี้ องค์ความรู้ที่ได้ยังสามารถนำไปต่อยอดเพื่อพัฒนาผลิตภัณฑ์ที่มีคุณภาพที่ดีขึ้นหรือต้นทุนที่ต่ำลงต่อไป ทั้งนี้คณะผู้วิจัยเชื่อว่าผลจากงานวิจัยนี้จะได้รับความสนใจจากบริษัทเอกชนเพื่อร่วมมือในการพัฒนาต่อเนื่องจากเป็นงานวิจัยที่ส่งผลต่อการพัฒนาสาธารณสุขไทย และตลาดชิ้นส่วนวัสดุทางการแพทย์ในประเทศยังมีขนาดจำกัด สามารถขยายตลาดให้กว้างขวางขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่ง หากสามารถพัฒนาวัสดุที่มีต้นทุนต่ำกว่าวัสดุนำเข้าจากต่างประเทศ

แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยี ประกอบด้วย

- การจัดทำเอกสารประกอบรายงานการศึกษาในครั้งนี้เพื่อประโยชน์ในการเผยแพร่
- การจัดอบรม สัมมนาเฉพาะทางด้าน surface modification วัสดุฝังใน เทคโนโลยี Microfluidic เพื่อเผยแพร่เทคนิคที่ใช้ในการปรับปรุงวัสดุฝังในประเภทโลหะ ให้กับหน่วยงานที่เกี่ยวข้อง ได้แก่ หน่วยงานวิจัย มหาวิทยาลัย หน่วยงานการแพทย์ และ อุตสาหกรรม
- การสร้างเครือข่ายกับสถาบันการศึกษาอื่นที่มีคณะวิทยาศาสตร์การแพทย์ และในภาคอุตสาหกรรม เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการพัฒนาเทคโนโลยีการเคลือบที่มีประสิทธิภาพและมีต้นทุนต่ำ

โดยกลุ่มเป้าหมายที่จะได้ประโยชน์จากงานวิจัยนี้

1. หน่วยงานทางการแพทย์ การแพทย์ชุมชน การแพทย์ชนบท กระทรวงสาธารณสุข กองพันตรกรมเคลื่อนที่ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการสร้างเสริมสุขภาพ (สสส.) กระทรวงอุตสาหกรรม
2. สถาบันการศึกษาด้านวิศวกรรมศาสตร์ และวิทยาศาสตร์การแพทย์ ซึ่งสามารถนำองค์ความรู้ที่ได้ไปพัฒนาต่อ และทำให้เทคโนโลยีนี้ให้มีต้นทุนต่ำ และมีประโยชน์ต่องานวิจัยด้านวัสดุทางการแพทย์ ในแง่ของการเป็นวัสดุฝังในให้กับมนุษย์

5. หน่วยงานที่นำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์

1. หน่วยงานทางการแพทย์ การแพทย์ชุมชน การแพทย์ชนบท กระทรวงสาธารณสุข กองพันตรกรมเคลื่อนที่ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการสร้างเสริมสุขภาพ (สสส.) กระทรวงอุตสาหกรรม
2. สถาบันการศึกษาด้านวิศวกรรมศาสตร์ และวิทยาศาสตร์การแพทย์ ซึ่งสามารถนำองค์ความรู้ที่ได้ไปพัฒนาต่อ และทำให้เทคโนโลยีนี้ให้มีต้นทุนต่ำ และมีประโยชน์ต่องานวิจัยด้านวัสดุทางการแพทย์ ในแง่ของการเป็นวัสดุฝังในให้กับมนุษย์