

# การพัฒนาวัสดุทุกดแทนกระดูกจากกระดูกวัว

สุพรรณี ปุ่มรักษ์,<sup>a</sup> จารุศรี ลอบประดับ,<sup>b</sup> วันศรินทร์ อินทร์ดิยะ,<sup>a</sup> สิทธา ปิยะวนิช วงศ์,<sup>c</sup> นพ. ประวิทย์ อัครเสรีนันท์,<sup>c</sup> <sup>a</sup> ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ,<sup>b</sup> มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี,<sup>c</sup> คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

## บทนำ

โดยทั่วไปเมื่อร่างกายเกิดการสูญเสียกระดูกไม่ว่าจะเป็นมาจากการหรืออุบัติเหตุก็ตาม หากเป็นร่องรอยเล็กน้อย ก็กลไกของร่างกายสามารถสร้างหรือซ่อมแซมตัวเองได้ แต่ถ้าเป็นโพรงใหญ่การสร้างหรือซ่อมแซมกระดูกอาจเกิดได้ไม่สมบูรณ์และเป็นไปอย่างช้าเกินไป ทำให้ไฟเบอร์ทิชชู (fibrous tissue) สามารถกัดแทบที่ได้ จึงจำเป็นต้องหากระดูกมาเสริมช่วย ซึ่งสามารถนำมาจากการดูดซูบเริ่มต้นของร่างกายผู้ป่วยเอง เช่น เชิงกราน หรือสามารถนำมาจากการดูดซูบบริจัดของผู้เสียชีวิตที่เก็บแข็งไว้ในธนาคารกระดูก อย่างไรก็ตาม การใช้กระดูกแข็งเช่นี้มีข้อจำกัดอย่างมีปัญหาการติดเชื้อ ลวนการใช้กระดูกของผู้ป่วยเองก็มีข้อจำกัดที่สูงมากต้องได้รับการผ่าตัดเพิ่มขึ้น และข้อจำกัดในเรื่องปริมาณกระดูกที่สามารถนำมาใช้งานได้ ด้วยข้อจำกัดกล่าว จึงได้มีการพัฒนาวัสดุทุกดแทนกระดูกขึ้นมา

ไฮดรอกซีแอนไทท์ (hydroxyapatite) เป็นวัสดุทุกดแทนกระดูกทัวทันที่ซึ่งเป็นที่นิยมเนื่องจากมีคุณสมบัติสามารถเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อในร่างกาย (biocompatible) และสามารถทำให้เกิดการสร้างกระดูกซึ่งมีต่อ กันได้ (osteocductive) แต่อย่างไรก็ตามพบว่า ในประเทศไทย ยังไม่เป็นที่นิยมใช้วัสดุทุกดแทนกระดูก เนื่องจากต้องนำเข้าจากต่างประเทศราคาสูงมาก ทางศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC) ได้มีการสำรวจความต้องการจากแพทย์ในประเทศไทย พบว่า ในขณะนี้ สำหรับไฮดรอกซีแอนไทท์แบบรูพรุนเป็นที่ต้องการมากที่สุด จึงได้สนับสนุนให้มีการวิจัยและพัฒนาวัสดุด้านนี้ขึ้นมาเพื่อการดูแลให้เกิดการใช้งานเป็นอีกทางเลือกหนึ่งของการรักษา

การพัฒนาไฮดรอกซีแอนไทท์แบบรูพรุนจากกระดูกวัว เพื่อใช้งานเป็นวัสดุทุกดแทนกระดูกนั้น ได้ผ่านการเตรียมโดยนำกระดูกวัวมาจำจัดให้มันและนำไปตีตันออก และนำไปเผาที่อุณหภูมิสูงมากกว่า 1,000 °C หลังจากนั้นนำวัสดุที่เตรียมໄไปไวเคราท์ทัดสอน ซึ่งในระหว่างนี้จะเป็นการรายงานสูงสุดผลการทดสอบไฮดรอกซีแอนไทท์ที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อแสดงให้เห็นว่ามีความปลอดภัยสามารถที่จะนำไปใช้ทดสอบในผู้ป่วยได้ดังนี้

## 1. การวิเคราะห์วัสดุที่เตรียมได้ตามมาตรฐาน ASTM F 1581-95b : Standard Specification for Composition of Anorganic Bone for Surgical Implant ดังนี้

### 1.1 ปริมาณ calcium และ phosphorus วิเคราะห์โดยเทคนิค XRF

ตารางที่ 1 : แสดงผลการวิเคราะห์ปริมาณ calcium และ phosphorus โดยเทคนิค XRF

Elements	Wt% ± SD
Calcium	39.4 ± 0.1
Phosphorus	17.8 ± 0.1

### 1.2 ปริมาณ โลหะหนัก วิเคราะห์โดยเทคนิค ICP

ตารางที่ 2 : แสดงผลการวิเคราะห์ปริมาณโลหะหนักโดยเทคนิค ICP

elements	As	Cd	Hg	Pb	Mo	Cu	Ag	Ni	Co	Sb	Bi	Tl	Fe	Zn *
ppm	<1	<0.2	<1	<2	0.7	<1	0.2	<1	<1	<0.5	<0.5	<1	<0.01%	223±35

\* ปริมาณ element ที่แสดงในตารางที่ 2 เป็นไปตามข้อกำหนดของ ASTM F 1581-95b ยกเว้น Zn ที่มีปริมาณมาก แต่อย่างไรก็ตามเป็นที่ทราบกันดีว่า Zn เป็นแร่ธาตุที่มีความสำคัญทัวทันที่ต่อการเจริญเติบโตของมนุษย์และสัตว์ นอกจากนี้ยังมีผลต่อการสร้างกระดูกดังในรายงานที่พิมพ์ในวารสาร The Journal of Trace Elements in Experimental Medicine 11, 1998, p 119-135 กล่าวถึงเรื่อง "Role of Zinc in Bone Formation and Bone Resorption"

### 1.3 ตรวจสอบเฟสโดยเทคนิค X-ray diffraction analysis

จากการวิเคราะห์ XRD pattern ที่ได้เทียบกับ JCPDS card # 9-0432 ตามที่ ASTM F1581-95b กำหนดพวณว่าเป็น XRD pattern ของ hydroxyapatite

### 1.4 ปริมาณ organic ที่หลงเหลือวัดจาก total carbon or nitrogen ใช้เทคนิค CHN analyser

การวิเคราะห์ท่าปริมาณ organic สามารถหาได้จากปริมาณ total carbon or total nitrogen

ตารางที่ 4 แสดงผลการวิเคราะห์ท่าปริมาณ carbon & nitrogen

Wt% C	Wt% N
0.04	-

จากตารางที่ 4 พบว่าตรวจไม่พบ nitrogen ซึ่งแสดงว่าไม่มีปริมาณ organic หลงเหลืออยู่ สำหรับปริมาณ carbon ที่พบเพียง 0.04 wt% นั้นจะมาจาก carbonate group ซึ่งโดยปกติจะพบได้ใน hydroxyapatite ที่ผลิตมาจากกระดูก เพราะว่าในกระดูกนั้นจะประกอบไปด้วย hydroxyapatite และ ion species อื่นๆ เช่น carbonate group ซึ่งจะ substituted ในโครงสร้างของ hydroxyapatite บางส่วน (Natural and Living Biomaterials by Garth W. Hastings, Paul Ducheyne, CRC Press, Inc., 1984, p. 31-34)

2. Morphology และ size ของรูพรุน ใช้ Scanning electron microscopy (SEM) SEM picture แสดงขนาดของรูพรุน >100 μm และมีลักษณะเชื่อมต่อ กัน (interconnecting pore system)

รูปที่ 1 : แสดงลักษณะและขนาดรูพรุนของไฮดรอกซีแอนไทท์

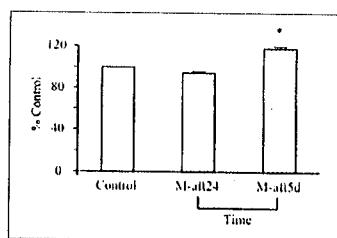


3. การทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุ (Biological evaluation) ตามมาตรฐาน ISO 10993

โดยแบ่งออกเป็น

- 3.1 In-vitro test : ศึกษาผลของ Hydroxyapatite ต่อการเจริญของเซลล์กระดูกเพาะเลี้ยง (human osteoblasts)

พบว่าในช่วงแรก (24h) ของการเพาะเลี้ยงเซลล์กระดูกนั้นวัสดุนี้จำนวนเซลล์ลดลงไปบ้างเล็กน้อยเมื่อเทียบกับ control แต่ก็ยังมีเซลล์เหลือมากกว่า 80% จึงถือว่าไม่ toxic เมื่อเพาะเลี้ยงต่อไป 5 วันพบว่าเซลล์สามารถเจริญได้ปกติ มีจำนวนเพิ่มขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 2

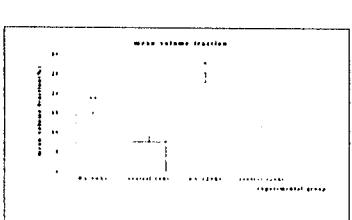


รูปที่ 2 : Cell viability of primary human osteoblast cell culture (HOB) after cells were coincubated with hydroxyapatite for 24h and 5 days. Data expressed as mean ± SEM of 36 determinations (wells) from 3 batches of cells on separate experimental days (n=36). \*p < 0.05 when compared with control untreated cells.

### 3.2 In-vivo test ทำการปลูกต่ำย Hydroxyapatite (HA) ในหมูขาว

ผลการทดสอบการปลูกต่ำย HA ในหมูขาวเป็นเวลา 12 สัปดาห์พบว่ากระดูกและเนื้อเยื่อโดยรวมมีการตอบสนองต่อการปลูกต่ำย HA ตามกระบวนการของ bone healing ที่มี polymorphonuclear cells ในระยะแรก ต่อมามี fibroblast, endothelial cells และ blood vessels migrate เข้าไปยังบริเวณ defect และมีการสร้างกระดูกตามมา ด้านที่มี HA อยู่ การสร้างกระดูกเกิดได้ดีกว่าเมื่อ离开 HA เป็นส่วนช่วงที่หัวน้ำที่เป็นโครงสร้าง tissue fibers, blood vessels และ mesenchymal cells ยึดเข้าไปดึงส่วนกลางของ defect จากผลการศึกษาเพิ่ม ปริมาณเพว่าการสร้างกระดูกเริ่ม defect ด้านที่ปลูกต่ำย HA ดีกว่าด้าน control ซึ่งแสดงว่า HA รีบุนสมบัติของการเป็น osteoconductive

### รูปที่ 3 แสดงค่า volume density ของกระดูกที่สร้างขึ้นเบรเยนเทียบระหว่าง implanted และ control sides



รูปที่ 3 แสดงค่า volume density ของกระดูกที่สร้างขึ้นเบรเยนเทียบระหว่าง implanted และ control sides

สรุป ไฮดรอกซีแอนไทท์แบบรูพรุนที่พัฒนาขึ้นได้แก่ มีคุณสมบัติ เป็นไปตามมาตรฐานที่กำหนด และทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพและผลการทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพแสดงให้เห็นว่ามีผล กัยที่จะนำไปใช้ในผู้ป่วยได้ หาก แพทท์หรือโรงพยาบาลที่สนใจที่จะติดต่อได้ที่ ศร. สุพรรณี ปุ่มรักษ์ โทร. 644-8150-94 ต่อ 345 หรือติดต่องานประสานอุตสาหกรรมและพัฒนาธุรกิจ อีเมล เทค โทร. 642-5345-9 ต่อ 21, 25

จะนำไปใช้กับผู้ป่วย สามารถติดต่อได้ที่ ศร. สุพรรณี ปุ่มรักษ์ โทร. 644-8150-94 ต่อ 345 หรือติดต่องานประสานอุตสาหกรรมและพัฒนาธุรกิจ อีเมล เทค โทร. 642-5345-9 ต่อ 21, 25