

บทที่ 2

วรรณกรรมปริทัศน์

2.1 คำจำกัดความและความหมาย

วัสดุทางชีวภาพ (biomaterials) หมายถึงวัสดุที่นำเข้าไปฝังอยู่ในร่างกายเพื่อทำหน้าที่เป็นอวัยวะเทียมหรือเพื่อการรักษาบางอย่าง วัสดุทางชีวภาพ (biomaterials) ได้ถูกจำกัดความหมายในการประชุมวัสดุชีวภาพนานาชาติครั้งที่ 6 (The Sixth Annual International Biomaterial Symposium) ว่า “A biomaterials is a systemically, Pharmacologically inert substance designed for implantation within or incorporation with living system” ซึ่งหมายความว่า เป็นวัสดุที่มีความเฉื่อยต่อเนื้อเยื่อของร่างกายทั่วไป เพื่อการปลูกถ่ายหรือฝังเข้ากับระบบของสิ่งมีชีวิต รวมทั้งความเฉื่อยทางเภสัชวิทยาด้วย นอกจากนี้ยังจะต้องไม่มีคุณสมบัติเป็นยาเมื่อนำวัสดุฝังเข้าไปในร่างกายหรือให้วัสดุนั้นไปสัมผัสในส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย วัสดุชีวภาพยังรวมถึงวัสดุที่ใช้ในทางทันตกรรมเพราะวัสดุดังกล่าวนี้ย่อมต้องสัมผัสเนื้อเยื่อร่างกาย โดยมีโอกาสสัมผัสหรือซึมเข้าไปในเลือดได้ เนื่องจากว่าเป้าหมายของการใช้วัสดุชีวภาพคือ การทำให้เนื้อเยื่อตามธรรมชาติและอวัยวะต่างๆของร่างกายทำหน้าที่ขึ้นมาได้ อย่างปกติ จึงมีความสำคัญมากที่ต้องเข้าใจความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติ หน้าที่ และโครงสร้างของวัสดุทางชีววิทยา (biological materials) ดังนั้นสำหรับการศึกษาเกี่ยวกับวัสดุทางชีวภาพต้องศึกษาปัจจัยหลักๆ 3 อย่างด้วยกันปัจจัยที่ 1 คือการศึกษาชนิดของวัสดุทางชีวภาพที่สามารถฝังเข้าไปในร่างกายได้ ปัจจัยที่ 2 การศึกษาปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นระหว่างวัสดุกับเนื้อเยื่อในร่างกาย และปัจจัยสุดท้ายที่สำคัญและต้องการศึกษาคือสมบัติเชิงกลและกลไกการทำงานของเนื้อเยื่อหรือเรียกว่า biomechanics เพื่อให้ทราบถึงความเหมาะสมในการนำไปใช้ออกแบบวัสดุที่ใส่เข้าไปในร่างกายมนุษย์ได้

2.2 วัสดุเซรามิกชีวภาพ (Ceramic biomaterials) [6,7]

เซรามิกในรูปของเครื่องปั้นดินเผา นั้นได้มีการใช้มานานหลายพันปีมาแล้ว จนกระทั่งปัจจุบันนี้เริ่มมีการใช้งานที่จำกัดมากขึ้นเนื่องจากเซรามิกมีความเปราะ แตกหักง่ายบริเวณรอยต่อ มีความแข็งแรงต่อแรงดึงและแรงกดที่ต่ำ และ 100 ปีหลังจากนั้นมีการริเริ่มปรับปรุงเทคนิคการผลิตเซรา

มิก เมื่อเร็วๆ นี้มนุษย์ได้ตระหนักถึงวัสดุทางด้านเซรามิกและวัสดุผสมเซรามิกที่สามารถใช้ทดแทน ส่วนต่างๆ ของร่างกายโดยเฉพาะกระดูก ต่อมาเซรามิกในด้านนี้ถูกจัดอยู่ในกลุ่มของเซรามิกชีวภาพ ซึ่งเป็นกลุ่มที่มีความเกี่ยวข้องของเหลวในร่างกาย

ปัจจุบันวัสดุเซรามิกกำลังได้รับความสนใจอย่างมากที่จะถูกนำมาใช้งานในการประยุกต์ทางการแพทย์ ได้แก่ คาร์บอนซึ่งถือว่าเป็นเซรามิกได้ถูกนำมาทำเป็นแผ่นลิ้นหัวใจเทียม สายที่ลอดผ่านผิวหนังเข้าไปในร่างกาย (percutaneous lead) และงานทางด้านทันตกรรม ถึงแม้ว่าคาร์บอนจะมีสีดำ แต่มีข้อดีหลายอย่างที่ถูกลีอกนำมาใช้งานคือ หาได้ง่ายและเข้ากับเนื้อเยื่อของร่างกายได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้ยังมีการนำเอาอะลูมินา มาใช้ในงานที่เกี่ยวกับกระดูกและข้อเทียม เนื่องจากอะลูมินาเป็นวัสดุที่ทนต่อแรงกดมากและมีความแข็งสูง นอกจากนี้วัสดุเซรามิกที่เรียกว่าไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่มีรูพรุน ก็มีการนำมาใช้เป็นวัสดุฝังในร่างกาย ในกรณีกระดูกหักและสำหรับให้กระดูกที่เกิดใหม่เข้ามา สอดแทรกตามรูพรุน ถึงแม้ว่าวัสดุเซรามิกจะมีการนำมาใช้เนื่องจากมีคุณสมบัติที่ดีหลายอย่างดังที่กล่าวมาแต่ยังมีการรายงานว่ วัสดุเซรามิกมีความเปราะ และความแข็งแรงจะลดลงได้เมื่อถูกฝังไว้ในเนื้อเยื่ออ่อน ซึ่งได้มีการทดลองในสุนัขและกระต่ายมาแล้วปัจจุบันแคลเซียมฟอสเฟตเป็นเซรามิกชีวภาพที่มีการประยุกต์ใช้งานที่โดดเด่นและจะสามารถพัฒนาไปในอนาคต เนื่องจากเป็นวัสดุที่สามารถใช้ได้ทั้งการแพทย์และทันตกรรม โดยเฉพาะในทางวิศวกรรมชีวการแพทย์ (biomedical engineering) เนื่องจากมีสมบัติหลายๆอย่างเป็นปัจจัยที่เอื้ออำนวย ตั้งแต่ไตรแคลเซียมฟอสเฟตที่มีคุณสมบัติเด่นทางด้านการดูดซึม(resorbable) ตลอดจนการตอบสนองทางชีวภาพ (bioactivity) [8-10] จุดเด่นเหล่านี้ได้มีการพิจารณาเปรียบเทียบกับเซรามิกชีวภาพชนิดอื่นๆ ได้แก่ อะลูมินา (Al_2O_3) เซอร์โคเนีย (ZrO_2) หินปะการังหรือแคลเซียมคาร์บอเนต (coralline) อะลูมิเนียมแคลเซียมฟอสเฟต (AICAP) ซิงค์แคลเซียมฟอสเฟตออกไซด์ (ZCAP)ซิงค์ซัลเฟตแคลเซียมฟอสเฟต (ZSCAP) เฟอริริกแคลเซียมฟอสเฟตออกไซด์ (FECAP) นอกจากอลูมินากับเซอร์โคเนียแล้ว เซรามิกเหล่านี้ล้วนมีสมบัติเชิงกลที่ต่ำและเกิดการแตกหักได้ง่าย ข้อจำกัดดังกล่าวนี้ทำให้การนำไปประยุกต์ใช้งานส่วนใหญ่ใช้กับงานที่ไม่ต้องการรับแรง (non-load bearing) เช่น การเหนี่ยวนำการสร้างกระดูก (osteoconductivity) ลงบนวัสดุโลหะที่ทำการฝังลงไป (metallic prosthesis) และนำไปทำเป็นผงระดับนาโนสำหรับใช้ทดแทนในส่วนของกระดูกสันหลัง โดยเฉพาะ ท่ามกลางเฟสที่แตกต่างกันไปของสารประกอบแคลเซียมฟอสเฟตนั้น เฟสที่ได้รับความสนใจมากที่สุดคือ เฟสไฮดรอกซีอะพาไทต์และเฟสไตรแคลเซียมฟอสเฟต เนื่องจากมีจุดเด่นในการตอบสนองต่อสภาพแวดล้อมของสรีระในร่างกายที่ดี สำหรับการไปใช้อุตสาหกรรมทางการแพทย์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับตัวของวัสดุเองว่าอาศัยหลักการดูดซึมหรือการสร้างพันธะ เมื่อไม่นานมานี้ได้มีการวิจัยในการลดข้อจำกัดของเซรามิกแคลเซียมฟอสเฟต อีกทั้งยังต้องการเพิ่มสมบัติทางด้านชีวภาพให้สูงขึ้นอีกด้วย[11]

สมบัติเพียโซอิเล็กทริกของกระดูกได้มีการค้นพบมาเป็นระยะเวลานานซึ่งมีการยืนยันในปี ค.ศ.1950 [12] โดยพบว่าศักย์ไฟฟ้าจะเกิดขึ้นเมื่อมีได้รับแรงเชิงกล ซึ่งสมบัติทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะเกิดกับคอลลาเจนภายในกระดูกและการเคลื่อนที่จากไอออนของ ของเหลวภายใน โครงสร้าง [13] ศักย์ไฟฟ้านี้ได้รับการเชื่อมต่อกับแรงกลที่เหมาะสมทำให้เกิดการตอบสนองของกระดูก [13,14] นำไปสู่การเพิ่มสมบัติทางไฟฟ้าเข้าไปเพื่อเป็นส่วนประกอบของวัสดุที่ใช้ในการฝังกระดูกในร่างกาย เพื่อที่จะนำไปปรับปรุง รักษา และไปประยุกต์ใช้งานให้เข้ากันกับเนื้อเยื่อรอบๆกระดูก ในช่วงสองทศวรรษที่ผ่านมาได้มีการพัฒนาวัสดุทางชีวภาพกันอย่างกว้างขวางและเมื่อไม่นานมานี้ได้มีการใช้ไฟฟ้าในการปรับปรุงการตอบสนองในวัสดุที่นำไปฝังและปลูกถ่ายอวัยวะเทียมจากการประดิษฐ์ขึ้นมาเอง [15,16] จึงได้มีความสนใจในการศึกษาผลของการเกิดโพลาริเซชันและเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric) ในการนำเซรามิกชีวภาพมาฝังในร่างกายเพื่อทดแทนกระดูก

2.3 วัตถุประสงค์ของการใช้วัสดุการแพทย์ [17]

วัสดุการแพทย์สามารถนำไปใช้งานได้หลากหลายลักษณะ ทั้งการนำตัววัสดุนั้นไปใช้ประโยชน์ในการทำหน้าที่ต่างๆ โดยตรง และการนำไปใช้เป็นตัวกระตุ้นในการผลิตอุปกรณ์การแพทย์ เพื่อที่จะนำไปใช้งานทางการแพทย์อีกต่อหนึ่งก็ได้ วัสดุบางประเภทอาจนำไปใช้งานเป็นระยะเวลานาน บางประเภทอาจใช้งานได้เพียงระยะเวลาดั้งนั้นๆ หากมองถึงวัตถุประสงค์ในการใช้งานโดยรวมของวัสดุการแพทย์แล้ว อาจแบ่งออกได้ ดังนี้

2.3.1 ใช้ในการทดแทนส่วนของร่างกายที่เสียหาย เมื่ออวัยวะหรือส่วนของอวัยวะภายในร่างกายเกิดความเสียหายทำให้ไม่สามารถทำหน้าที่ได้ดีเช่นเดิมไม่ว่าจะด้วยสาเหตุจากการเจ็บป่วย หรือจากการเสื่อมสภาพของอวัยวะดังกล่าวก็ตาม จะต้องเอาอวัยวะหรือส่วนของอวัยวะดังกล่าวออกไปแล้วนำวัสดุหรืออุปกรณ์การแพทย์มาใช้ทดแทนการทำหน้าที่ของอวัยวะ หรือส่วนของอวัยวะดังกล่าวนั้นเพื่อให้สามารถกลับมาทำหน้าที่ได้ใกล้เคียงอวัยวะนั้นๆดังเดิม ตัวอย่างของวัสดุการแพทย์ที่นำมาใช้งานในลักษณะนี้ได้แก่ ข้อเทียมหมอนรองกระดูกเทียมเครื่องสำอางเทียม

2.3.2 ช่วยรักษาการบาดเจ็บของร่างกาย การบาดเจ็บของผู้ป่วยในบางลักษณะ เช่น การฉีกขาดของผิวหนัง หรือการแตกหักของกระดูก ร่างกายสามารถรักษาบาดแผลเหล่านั้นได้ด้วยตัวเอง แต่เพื่อให้การรักษานั้นเกิดขึ้นอย่างรวดเร็ว และมีประสิทธิภาพ แพทย์จะใช้วัสดุหรืออุปกรณ์ต่างๆ ในการช่วยรักษาตัวเองของร่างกาย ตัวอย่างของวัสดุการแพทย์ที่ใช้เพื่อจุดประสงค์นี้ ได้แก่ ไหมเย็บแผลสำหรับยึดติดการฉีกขาดของเนื้อเยื่อ เยื่อ เยื่อ คามกระดูก และสกรูตามกระดูกสำหรับยึดติดในบริเวณที่เกิดการแตกหักของกระดูก

- 2.3.3 ปรับปรุงการทำงานของร่างกาย ในบางครั้งอวัยวะของมนุษย์อาจจะมีประสิทธิภาพในการทำงานลดลง ไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ เราก็ต้องการวัสดุการแพทย์ที่จะเข้าไปช่วยเสริมหรือปรับปรุงการทำงานของอวัยวะดังกล่าวให้กลับมาทำงานได้ดีเช่นเดิม โดยไม่ต้องเปลี่ยนอวัยวะนั้น เช่น เครื่องกระตุ้นหัวใจสำหรับควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจให้เป็นไปตามปกติ เลนส์สัมผัสหรือคอนแทกเลนส์ (contact lens) ที่ใช้แก้ไขความผิดปกติของสายตา
- 2.3.4 เพื่อเพิ่มความสวยงาม บางครั้งอาจไม่ได้นำวัสดุการแพทย์ไปใช้งานเพื่อรักษาอาการบาดเจ็บ แต่ใช้เกี่ยวกับการเพิ่มความสวยงามของผู้ที่ไม่พึงพอใจในอวัยวะที่ตนเองมีอยู่ในลักษณะที่เป็นการตกแต่ง หรือเสริมแต่งให้อวัยวะต่างๆ มีความสวยงามมากขึ้น ตัวอย่างเช่น เต้านมเทียม คางเทียม ดั้งจมูกเทียม เป็นต้น
- 2.3.5 ช่วยในการวิเคราะห์โรคและการรักษา ในการวินิจฉัยและการรักษาโรคต่างๆ แพทย์ต้องมีการใช้วัสดุการแพทย์ต่างๆ เพื่อช่วยในการทำงาน วัสดุการแพทย์เหล่านี้มักใช้งานได้ในระยะสั้นๆ เช่น สายสวน สายล้ง ท่อยางต่างๆ

2.4 คุณสมบัติของวัสดุเซรามิก[6, 7]

วัสดุเซรามิกโดยทั่วไปแล้วจะมีความแข็งแรงสูง ซึ่งในการวัดค่าความแข็งโดยใช้หน่วยของโมสเกล (Moh'ssca) โดยการจัดอันดับวัสดุที่แข็งที่สุดคือเพชร มีค่าในสเกล 10 ของที่อ่อนที่สุดเช่นผงแป้ง ($Mg_3Si_3O_{10}COH$; มีค่าความแข็งเท่ากับสเกล 1) อะพาไทต์ ($Ca_5P_3O_{12}$ มีค่าความแข็งเท่ากับสเกล 5) ควอทซ์ (SiO_2 ; มีค่าความแข็งเท่ากับสเกล 8) เซรามิกอะลูมินา (Al_2O_3 ; มีค่าความแข็งเท่ากับสเกล 9)

คุณสมบัติทางด้านอื่นของวัสดุเซรามิก ได้แก่ มีจุดหลอมเหลวที่สูงเนื่องจากการทำพันธะกันแบบไอออนิก มีค่าการนำไฟฟ้าและความร้อนที่ต่ำ อีกทั้งยังสามารถทนต่อแรงเสียดทานได้ดีแต่เซรามิกค่อนข้างเปราะ นอกจากนั้นแล้วยังไวต่อการแตกร้าวสิ่งที่น่าสนใจก็คือ วัสดุที่มีรอยแตกร้าวหรือมีรูพรุนนั้นส่งผลให้ความแข็งแรงของวัสดุลดลงด้วย ค่าความแข็งแรงและจำนวนปริมาณของรอยแตกร้าวหรือรูพรุนนั้นมีความสัมพันธ์กัน ซึ่งรวมทั้งวัสดุชนิดอื่นๆด้วยเช่นกัน และจุดศูนย์กลางของความเค้นที่เกิดตามรูและรอยแตกนั้นเป็นสาเหตุใหญ่ที่ทำให้เกิดความเสียหายของการนำไปใช้งาน

- 2.4.1 การเสื่อมสภาพของวัสดุเซรามิก [7]การเสื่อมสภาพของวัสดุเซรามิกเป็นปัญหาที่พบได้น้อยมาก ในการนำมาประยุกต์ใช้ในชีวิตประจำวันในปัจจุบัน เช่น คอนกรีตและอิฐ แต่เมื่อนำมาใช้เป็นวัสดุที่ฝังในร่างกายกลับพบว่าความแข็งแรงของวัสดุลดลงและยังวัสดุมี

รูปทรงก็จะส่งผลให้ความแข็งแรงลดลงตามไปด้วย อะลูมินาเป็นเซรามิกแข็งและเคลือบ อะลูมินา (CaO·nAl₂O₃) ซึ่งเป็นเซรามิกพอร์ 65% นำวัสดุทั้งสองมาทำการทดลองโดยให้แรงแบบstatic loading พบว่ามีการเสื่อมสภาพในภาวะที่อยู่ในน้ำและอยู่ในเลือด พบว่าการเสื่อมสภาพนั้นเมื่อวัสดุเริ่มมีการสัมผัสกับน้ำเป็นผลทำให้บริเวณขอบเกรน นั้นมีพลังงานที่มากกว่าภายในเกรน และอีกเหตุผลหนึ่งคือ รอยแตกร้าวเล็กๆ นั้นมี แนวโน้มที่จะขยายใหญ่ขึ้นภายใต้สภาวะการให้แรงนั้น จนกระทั่งถึงขั้นการเสียหาย ของวัสดุ ความแข็งแรงดังที่ได้กล่าวมานั้นยังสามารถพบได้เมื่อนำวัสดุมาฝังในร่างกาย เช่นกัน โดยไม่มีไหลคเช่นกัน

2.4.2 วัสดุเซรามิกที่นำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ [18] วัสดุเซรามิกที่เป็นที่นิยมนำมา ประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ เช่น วัสดุคาร์บอน ได้ถูกนำมาใช้ทำเป็นลิ้นหัวใจเทียม สายนำ ที่สอดผ่านผิวหนังเข้าไปในร่างกาย (percutaneous lead) และในทางทันตกรรม (dentistry) วัสดุคาร์บอนนี้ถึงแม้ว่าจะมีสีดำ แต่ก็ยังมีข้อดีหลายอย่างที่ถูกลือกนำมาใช้ก็คือ ทำได้ง่ายและสามารถเข้ากับเนื้อเยื่อในร่างกายได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้ยังได้มีการนำเอา อะลูมินา (alumina) มาใช้งานเกี่ยวกับกระดูกและข้อต่อเทียม เพราะเป็นวัสดุที่ทนต่อแรง กดได้มากและมีความแข็งอย่างยิ่งวด ซึ่งในเรื่องของกระดูกและข้อต่อเทียมนี้ได้มีการ พัฒนานำเอา ซิลิกอน ไนไตรด์ (silicon nitride) มาใช้แทนอะลูมินา เพราะมีความ แข็งแรงที่สูงกว่า เปราะน้อยกว่า และง่ายต่อการขึ้นรูปในแบบต่างๆ นอกจากนี้ยังมีไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite) ที่มีรูปทรง ก็ได้ถูกนำมาใช้เป็นวัสดุที่ฝังเข้าไปใน ร่างกาย ในกรณีที่กระดูกหักและสำหรับกระดูกใหม่ที่สร้างสอดแทรกมาตามรูปทรงของ วัสดุนี้เป็นการยึดที่มั่นคง แต่เมื่อนำมาใช้งานจริงก็พบว่าวัสดุเซรามิกอาจจะเปราะและ ความแข็งแรงลดลงได้เมื่อถูกแช่น้ำเกลือหรือถูกฝังไว้ในเนื้อเยื่อ

ตัวอย่างการนำเซรามิกมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ [18]

- 1) อะลูมินา (Alumina, Al₂O₃) นำมาใช้เป็นกระดูกและข้อเทียม
- 2) ซิลิกอน ไนไตรด์ (Silicon nitride) นำมาใช้ในงาน turbine blade ที่มีอุณหภูมิสูง และถูกพิจารณานำมาใช้เป็นกระดูกและข้อเทียมแทน เพราะมีความแข็งแรงกว่า เปราะน้อยกว่า และขึ้นรูปได้ง่ายกว่าอะลูมินา
- 3) ซีโรเซียม (Cerosium, ceramic-epoxy composite) ทำเป็นวัสดุที่มีรูปทรง เพื่อ แก้ปัญหาที่เนื้อเยื่อจะไม่ยึดเกี่ยวกับวัสดุที่ฝัง โดยทำการทดลองในหนูและ กระต่ายมาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1963 แล้ว โดยฝังไว้ใต้ผิวหนัง ในกล้ามเนื้อลายและข้อ เข่านานมากกว่า 20 เดือน ไม่พบปฏิกิริยาตอบสนองของเนื้อเยื่อชนิดที่เกิด การ

อีกเสบเฉพาะที่หรือมีแนวโน้มว่าจะเป็นก้อนทุม แต่เนื้อเยื่อสามารถสอดแทรกเข้าไปยังรูพรุนได้ ต่อมา Harold Voris ได้รายงานการใช้ซ่อมกระดูกกะโหลกศีรษะในคน ปรากฏว่าได้ผลดี ยึดติดได้ดี ไม่มีปฏิกิริยากับเนื้อเยื่อโดยรอบ

- 4) แคลเซียม อลูมิเนต (Calcium Aluminate, $\text{CaO} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3$) ทำมาจากอลูมิเนียมออกไซด์ และแคลเซียม คาร์บอเนต กลุ่มที่คล้ายกัน ได้แก่ แคลเซียม ไททาเนต (Calcium Titanate, $\text{CaO} \cdot \text{TiO}_2$) และแคลเซียม เซอร์โคเนต (Calcium Zirconate, $\text{CaO} \cdot \text{ZrO}_2$) นำมาสร้างเป็นวัสดุที่มีรูพรุน ซึ่งมีขนาดของรูพรุนต่างๆกันถึง 4 ระดับ ตั้งแต่ 45-200 ไมครอน
- 5) ไพโรไลติก คาร์บอน (Pyrolytic carbon, Omnicarbon) ใช้ทำลิ้นหัวใจเทียม ที่มีข้อดีคือไม่ต้องใช้สารกันเลือดแข็งตัว (anticoagulant) เคลือบอีก จากการทดสอบมีอายุการใช้งานมากกว่า 100 ปี
- 6) แบเรียม ไททาเนต (barium titanate, BaTiO_3) และควอตซ์ (Quartz, SiO_2) มีคุณสมบัติเป็นเพีย-โซอิเล็กทริกกำลังได้รับการศึกษาเพื่อพิจารณาใช้อย่างกว้างขวาง เนื่องจากมีคุณสมบัติคล้ายคลึงกับเนื้อเยื่อธรรมชาติ

2.4.3 ประเภทของวัสดุเซรามิกที่ใช้ในการผ่าตัดซ่อมแซมกระดูก [19] วัสดุเซรามิกที่ใช้ในการผ่าตัดซ่อมแซมกระดูกสามารถแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ วัสดุเฉื่อยต่อการทำปฏิกิริยาทางชีวภาพ (Bioinert) และ วัสดุที่ไวต่อการทำปฏิกิริยาทางชีวภาพ (Bioactive) ซึ่งเซรามิกในกลุ่มที่เป็น Bioinert อย่างเช่น อะลูมินา จะไม่มีอิทธิพลใดๆ ต่อเนื้อเยื่อที่อยู่รอบๆ ส่วนเซรามิกที่เป็น Bioactive อย่างเช่น สารแคลเซียมฟอสเฟตหลายๆชนิดจะสามารถยึดติดกับเนื้อเยื่อของกระดูกได้ ปรากฏการณ์ที่กระดูกสามารถงอกออกมาใหม่และเชื่อมติดกับวัสดุที่ฝัง เป็นหนึ่งในปฏิกิริยาเคมีของเซรามิกกับสิ่งแวดล้อม ซึ่งจะสามารถทดสอบได้ในสารละลายที่สร้างขึ้นมาให้คล้ายกับของเหลวในร่างกาย หรือทดสอบโดยการฝังเข้าไปในร่างกายของสิ่งมีชีวิต โดยอะลูมินาและเซอร์โคเนีย เป็นเซรามิกกลุ่มแรกที่ถูกนำมาใช้ในทางคลินิก จึงถือว่าเป็นต้นแบบของเซรามิกในกลุ่มที่เป็น Bioinert จากการศึกษาพบว่าเซรามิกบางชนิดจะเกิดปฏิกิริยาทางเคมีกับสิ่งแวดล้อมในร่างกายได้ช้ามาก แต่บางชนิดจะเกิดปฏิกิริยาได้อย่างรวดเร็ว และในการเกิดปฏิกิริยาทางเคมีของวัสดุชนิดอื่นในร่างกายจะทำให้เกิดสารพิษที่เป็นพิษต่อร่างกาย เช่น การกัดกร่อนของโลหะ แต่เซรามิกที่ประดิษฐ์จากแคลเซียมฟอสเฟตซึ่งอยู่ในกลุ่มที่เป็น Bioactive เมื่อสัมผัสกับของเหลวในร่างกายจะเกิดปฏิกิริยาที่ทำให้กระดูกงอกขึ้นมาใหม่ได้ ทำให้สารแคลเซียมฟอสเฟตทดแทนกระดูกส่วนที่เกิดการบกร่องได้

2.5 คุณสมบัติของวัสดุทดแทนกระดูก[19-27]

วัสดุทดแทนกระดูกจำนวนมากที่มีการใช้อยู่และกำลังมีการพัฒนาขึ้นมาใหม่ ส่วนแต่พยายามที่จะทำให้มีคุณสมบัติที่ดี ดังนี้

2.5.1 Biocompatity หมายถึง ความสามารถในการเข้ากับเนื้อเยื่อกระดูกในร่างกายได้ ซึ่งจะ ทำให้มีการเจริญของเนื้อเยื่อกระดูกผสมผสานเข้าไปภายในวัสดุทดแทนกระดูกจนเป็นเนื้อเดียวกัน โดยไม่ก่อให้เกิดปฏิกิริยาซึ่งจะมีผลให้การสร้างเนื้อเยื่อไปเบอร์รอบๆวัสดุที่ใส่ทดแทน

2.5.2 Biodegradability หมายถึง ความสามารถของการที่จะค่อยๆ ถูกสลายโดยกลไกต่างๆ ภายในร่างกาย ซึ่งจะทำให้วัสดุทดแทนกระดูกที่ใช้ค่อยๆ ถูกกำจัดออกไปจากตำแหน่งที่ใส่หลังจากที่มีการเจริญของเนื้อเยื่อกระดูกเข้าไปแทนที่ จนในที่สุดเมื่อหมดหน้าที่แล้ว วัสดุทดแทนกระดูกที่ดีควรที่จะถูกร่างกายสลายและกำจัดออกให้หมดไป จุดสำคัญที่น่าสนใจคืออัตราการสลายตัวของวัสดุที่คืนนั้นจะต้องสอดคล้องกับอัตราการเจริญของเนื้อเยื่อที่เข้าไปแทนที่ เพราะถ้าหากการสลายตัวเกิดขึ้นเร็วเกินไปจะทำให้บริเวณที่ใส่วัสดุทดแทนกระดูกขาดความแข็งแรง และเกิดการแตกหรือหักได้เมื่อได้รับแรงกระแทก เนื่องจากการเจริญของกระดูกเข้าไปไม่มากพอที่จะทำหน้าที่แทน แต่ถ้าการสลายตัวเกิดขึ้นช้าหรือไม่มีการสลายตัว วัสดุทดแทนกระดูกนั้นก็จะเป็นตัวขัดขวางการเจริญของเนื้อเยื่อกระดูก ทำให้เนื้อเยื่อกระดูกไม่สามารถเจริญเข้าไปแทนที่ได้ ซึ่งจะมีผลต่อชีวกลศาสตร์ของกระดูกในส่วนนั้นในระยะยาว

2.5.3 ความแข็งแรง เนื่องจากวัสดุทดแทนกระดูกส่วนใหญ่ถูกพัฒนาเพื่อแก้ปัญหาส่วนของกระดูกที่บกร่องไป การใช้วัสดุทดแทนกระดูกขนาดต่างๆ ใส่ทดแทนจะต้องพิจารณาถึงความแข็งแรงของสารที่ใช้ด้วย โดยเฉพาะเมื่อใช้ขนาดใหญ่หรือใช้กับกระดูกที่ต้องรับน้ำหนัก วัสดุทดแทนกระดูกที่มีคุณสมบัติอื่นๆ แต่มีความเปราะก็มีโอกาสที่จะสามารถใช้ได้จำกัด เมื่อเทียบกับสารอื่นที่มีความแข็งแรงของโครงสร้างดีกว่า

2.5.4 Osteoinductive capabilities หมายถึง ความสามารถในการเหนี่ยวนำให้เนื้อเยื่อกระดูกโดยรอบตรงตำแหน่งที่รับ มีการเจริญเข้าไปในวัสดุทดแทนกระดูกที่ใช้ โดยความสามารถนี้เป็นจุดสำคัญจุดหนึ่งที่เป็นที่ต้องการ และมีความพยายามในการพัฒนาให้วัสดุทดแทนกระดูกได้มีคุณสมบัติในข้อนี้ ซึ่งเป็นคุณสมบัติที่สำคัญที่ทำให้กระดูกเกิดการปลูกถ่าย (Autograft) ดีกว่ากระดูกปลูกชนิดอื่นๆ และวัสดุทดแทนกระดูกทั้งหลายที่มีอยู่ ความพยายามที่จะทำให้วัสดุทดแทนกระดูกมีความสามารถในการ

เหนียวแน่นเมื่อเชื่อมกระดูกยังไม่ประสบความสำเร็จเท่าที่ควร จึงเป็นสาเหตุที่ต้องมีการผสมผสาน หรือส่วนประกอบอื่นๆ เข้ากับวัสดุทดแทนกระดูก

2.5.5 Bioinertคือ เป็นสารที่มีความเฉื่อยไม่ทำปฏิกิริยากับสารอื่น โดยง่าย คุณสมบัติในข้อนี้จะทำให้สามารถผสมสารอื่นที่จำเป็น เช่น ยาปฏิชีวนะ เข้ากับวัสดุทดแทนกระดูกที่จะนำไปใช้ได้โดยไม่เกิดปฏิกิริยาต่อกัน

2.5.6 การผลิตและการเตรียม มีขั้นตอนที่ง่าย สามารถทำรูปแบบหรือขนาดได้ง่ายตามความต้องการและสามารถเก็บไว้ใช้ได้นาน เป็นคุณสมบัติปลีกย่อยที่บางครั้งทำให้มีผลต่อการเลือกใช้วัสดุทดแทนกระดูกบางชนิด

2.6 ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ (Biocompatibility) [28]

ความเข้ากันได้ทางชีวภาพ เป็นความสามารถของวัสดุที่มนุษย์พัฒนาขึ้น ที่คงอยู่ได้ภายในร่างกายสิ่งมีชีวิตในช่วงเวลาหนึ่ง โดยไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกายของสิ่งมีชีวิตนั้นๆ วัสดุทุกชนิดที่นำมาใช้เป็นวัสดุอุปกรณ์ทางการแพทย์นั้นล้วนแล้วแต่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพแต่จะมีมากหรือน้อยนั้นขึ้นอยู่กับประเภทการใช้งานคำว่าความเข้ากันได้ทางชีวภาพจะครอบคลุมคุณสมบัติค่อนข้างกว้างซึ่งอธิบายได้ดังนี้

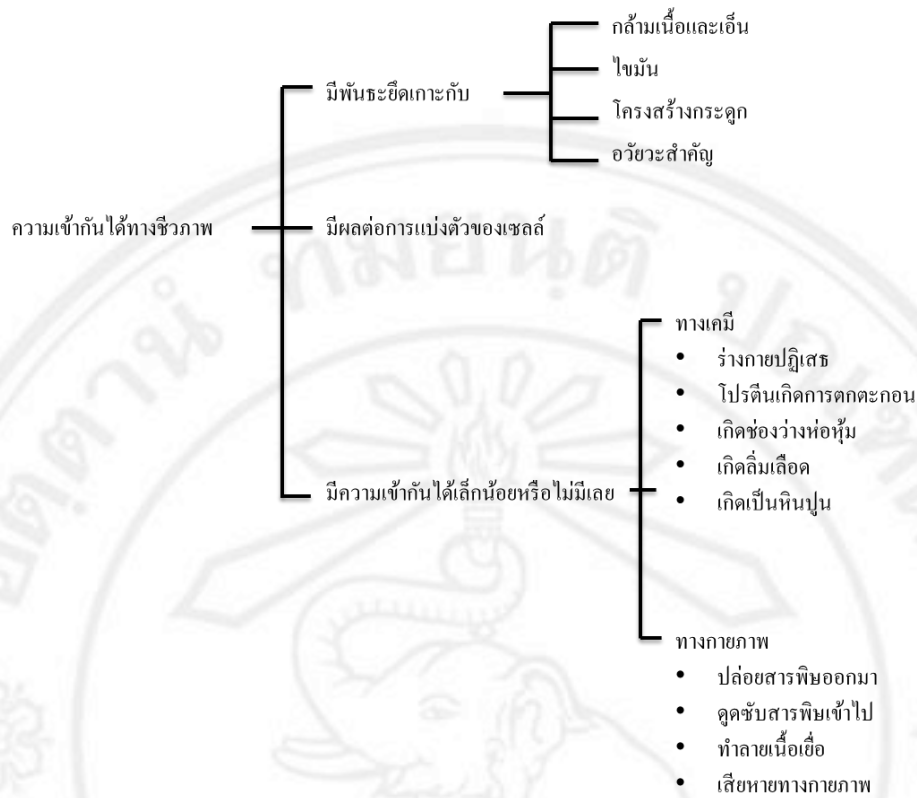
2.6.1 วัสดุสามารถมีพันธะยึดเกาะกัน โดยวัสดุจะต้องสามารถมีพันธะยึดเกาะกับส่วนต่างๆ ของร่างกาย

2.6.2 วัสดุมีผลต่อการแบ่งตัวของเซลล์ซึ่งจะทำให้เซลล์เจริญเติบโตผิดปกติ

2.6.3 วัสดุมีความเข้ากันได้เล็กน้อยหรือไม่มีเลยซึ่งวัสดุจะส่งผล 2 วิธีคือ

- 1) ทางเคมี
- 2) ทางกายภาพ

โดยสามารถแสดงลักษณะของความเข้ากันได้ทางชีวภาพดังภาพที่ 2.1



ภาพที่ 2.1 แผนภูมิแสดงลักษณะของความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุ [29]

สมบัติของวัสดุที่เกี่ยวข้องกับความเข้ากันได้ทางชีวภาพนั้นยังรวมถึงความเหนียวทางเคมี ความเป็นพิษ การเกิดลิ้มเลือด และต่อต้านการยึดเกาะ เพื่อช่วยในการพิจารณาความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุหรือผลิตภัณฑ์นั้นหน่วยงานที่เกี่ยวกับเครื่องมือและอุปกรณ์ทางการแพทย์ (Medical Device Agency, MDA) ได้กำหนดคำแนะนำในการพิจารณาไว้ว่าต้องระบุข้อมูลที่เกี่ยวข้องดังที่รวบรวมไว้ในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 คำแนะนำในการพิจารณาวัสดุหรือผลิตภัณฑ์ที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ [29]

ข้อมูลที่ต้องการ	รายละเอียดที่ต้องระบุ
ลักษณะของวัสดุ	โครงสร้างองค์ประกอบทางเคมีมลทิน องค์ประกอบที่เป็นพิษขนาดรูปร่างและระยะเวลา ในการใช้งาน
รายละเอียดเกี่ยวกับการใช้งานวัสดุย้อนหลัง	รายงานผลการใช้งานย้อนหลังรายละเอียดของผลที่ เกิดขึ้นจากการใช้งานและเอกสารพิสูจน์ถึงความ เหมาะสมต่อการใช้งาน
ข้อมูลเกี่ยวกับความเป็นพิษ	การทดสอบความเป็นพิษของวัสดุโดยใช้วิธีสัมผัส โดยตรงกับเนื้อเยื่อในร่างกายและการทดสอบความ เป็นพิษซึ่งเป็นไปตามมาตรฐาน ISO 10993-1:1992 (Guidance on Selection of Test for Biological Evaluation)

เมื่อทำการประเมินผลขั้นสุดท้ายโดยนำข้อมูลต่างๆที่ได้รวบรวมตามตารางข้างต้นมาทำการสรุปผลในการที่จะยืนยันว่าวัสดุนั้นๆมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพจะต้องมีการทดสอบต่างๆหลายประการซึ่งจะต้องเป็นไปตามมาตรฐาน ISO 10993-1 โดยรายละเอียดที่ต้องทดสอบมีดังนี้

- การกลายพันธุ์ของยีน (mutagenicity)
- ความเป็นพิษที่ส่งผลกระทบต่อร่างกายทั้งระบบ (acute systemic toxicity)
- ความเป็นพิษในกรณีที่ได้รับประทานเข้าไป (oral toxicity)
- ความเป็นพิษต่อเซลล์ (cytotoxicity)
- ความไวต่อปฏิกิริยา (sensitization)
- การแพ้ที่ก่อให้เกิดอาการคัน (irritation)
- การปลูกถ่ายในร่างกาย (implantation) เป็นต้น

แต่เมื่อไม่กี่ปีมานี้ทิศทางการทดสอบความเข้ากันได้ทางชีวภาพได้เปลี่ยนแปลงออกโดยจะพิจารณา 2 ประการคือความปลอดภัยและการทำงานของผลิตภัณฑ์ในร่างกาย (Hill,1998) ซึ่งมีหัวข้อการพิจารณาดังนี้

ตารางที่ 2.2 หัวข้อการพิจารณาความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุ [29]

หัวข้อในการพิจารณา	รายละเอียดที่ต้องพิจารณา	รายละเอียดย่อ
ความปลอดภัย	1) ความเป็นพิษต่อเซลล์ 2) กลไกการเกิดมะเร็ง (Carcinogenesis) 3) การสังเคราะห์ดีเอ็นเอ	-ลักษณะทางกายภาพของเซลล์ที่ถูกทำลาย -ขนาดและจำนวนเซลล์ขณะเจริญเติบโต -ปริมาณเซลล์ที่ถูกทำลายในช่วงเวลาหนึ่ง -อัตราเมตาบอลิซึมของเซลล์
การทำงาน	1) การยึดเกาะของเซลล์ คุณลักษณะการยึดเกาะของเซลล์กับวัสดุ 2) การเจริญเติบโตของเซลล์ 3) การปกคลุมของเซลล์ว่ามีเซลล์ขึ้นปกคลุมวัสดุหรือไม่	

2.5.2 ความเป็นพิษต่อเซลล์ (Cytotoxicity) [30]ในการศึกษาความเป็นพิษต่อเซลล์จะเป็นการทดสอบในเบื้องต้นของความเข้ากันได้ทางชีวภาพของวัสดุซึ่งเป็นไปตามมาตรฐาน ISO 10993-5 (Test for Cytotoxicity : In Vitro methods) ซึ่งสามารถดูรายละเอียดได้ในภาคผนวกโดยเมื่อทดสอบตามกระบวนการที่กำหนดแล้วผลที่ได้จะถูกนำมาให้คะแนนตามตารางที่ 2.3 เพื่อพิจารณาผลของการใช้วัสดุนั้นว่าเป็นพิษหรือไม่หรือเป็นพิษเพียงใดและจากการประเมินความเป็นพิษของเซลล์หลังจาก 24, 48 และ 72 ชั่วโมง โดยได้ดูปฏิกริยาของเซลล์ที่สกัดออกมา (โดยในการทดสอบครั้งนี้สามารถสังเกตในกล้องจุลทรรศน์ที่ทำการเชื่อมต่อกับ Video printer) และเปรียบเทียบกับ การทดสอบเชิงลบ (negative control) ระดับการตายของเซลล์ และการเปลี่ยนแปลงลักษณะพื้นฐานของเซลล์

ตามตารางที่ 2.3 เมื่อการทดสอบสิ้นสุดลง (72 ชั่วโมง) ได้พบเซลล์จากการเพาะเลี้ยง โดยกระบวนการ Trypsinization และคะแนนนี้มีความสัมพันธ์กับทั้งสี่ระดับดังตารางที่ 2.3 ทั้งเชิงปริมาณและปริมาณสัมพันธ์ เป็นการรวมผลการตอบสนองต่อความเป็นพิษของเซลล์ โดยมีดัชนีอยู่ระหว่าง 0-8 ตามเกณฑ์เมื่อใช้การแยกประเภทการเกิดปฏิกิริยาของวัสดุดังตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.3 เกณฑ์การให้คะแนนสำหรับการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ [31]

คะแนน	ความหนาแน่นของเซลล์	จำนวนเซลล์ที่ลอย	เซลล์ที่ไม่มี การเจริญเติบโต	การเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายภาพของเซลล์
0	100%	0%	0-10%	ไม่มีการเปลี่ยนแปลง
1	90-100%	0-5%	10-30%	มีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยมาก
2	60-90%	5-10%	30-50%	มีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย
3	30-60%	10-20%	50-70%	มีการเปลี่ยนแปลงปานกลาง
4	0-30%	> 20%	70-100%	มีการเปลี่ยนแปลงมาก

หลังจากให้คะแนนตามเกณฑ์ในตารางที่ 2.4 แล้วจะนำคะแนนที่ได้มารวมกันแล้วเทียบกับ Cytotoxicity Index ซึ่งจะมีช่วงคะแนนระหว่าง 0 ถึง 8 ซึ่งจะมีเกณฑ์ดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 2.4 การจัดกลุ่มของปฏิกิริยาที่มีต่อเซลล์ [31]

Cytotoxicity Index	ปฏิกิริยาต่อเซลล์
0-1	ไม่เป็นพิษ
1-3	เป็นพิษน้อยมาก
3-5	เป็นพิษเล็กน้อย
5-7	เป็นพิษปานกลาง
7-8	เป็นพิษรุนแรง

ถ้าได้คะแนนในช่วง 0 ถึง 3 ถือว่าผ่านการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ถ้าได้คะแนนในช่วง 3 ถึง 5 จะต้องทำการทดสอบซ้ำอีกครั้งแต่ถ้าได้คะแนนตั้งแต่ 5 ขึ้นไปถือว่าวัสดุนั้นๆไม่ผ่านการทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์

2.5.3 การศึกษาไบโอแอกติวิตีของวัสดุ[32]ในการศึกษาไบโอแอกติวิตีของวัสดุจะมีการศึกษาแยกเป็น 2 ส่วนคือการศึกษาในหลอดแก้ว (in vitro study) และการศึกษาในสัตว์ทดลอง

(in vivo study) ตามปกติต้องทำการศึกษาในหลอดแก้วก่อนเพื่อเป็นการตรวจสอบเบื้องต้นก่อนการนำไปใช้ในสัตว์ทดลองซึ่งการศึกษาวัสดุในหลอดแก้วนั้นมีหลักการดังนี้ นำวัสดุมาไว้ในสภาวะจำลองทางชีวภาพของร่างกายในช่วงระยะเวลาต่างๆแล้วศึกษาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับวัสดุทั้งทางด้านเคมีทางกายภาพและโครงสร้างจุลภาคทำให้ได้ข้อมูลเบื้องต้นว่าวัสดุอยู่ในประเภทใด (ค่อนข้างเหนียวไปโอแอกทีฟหรือละลายเมื่ออยู่ในร่างกาย) เพื่อที่จะช่วยในการทำนายผลที่จะเกิดขึ้นเมื่อนำมาทดสอบในสัตว์หลังจากนั้นจึงจะนำวัสดุนั้นมาศึกษาในสัตว์ทดลองเช่นหนูกระต่ายลิงเป็นต้น โดยศึกษาในผลที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาสั้นๆ และศึกษาผลในระยะยาวผลการศึกษาเหล่านี้จะเป็นตัวช่วยในการตัดสินใจว่าวัสดุนั้นๆเหมาะสมกับการใช้งานประเภทใด

2.5.4 สารละลายจำลองไอออนพลาสมาของเลือดมนุษย์ (Simulated Body Fluid, SBF) [30,33-45] ได้มีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ ค.ศ. 1980 โดย Hench และคณะ โดยที่การเคลือบชั้นของ SiO₂-rich และฟิล์มของแคลเซียมฟอสเฟตลงบนพื้นผิวของแก้วชีวภาพ เมื่อนำไปใส่ทดแทนในร่างกายซึ่งสารละลายที่ใช้มี pH เท่ากับ 7.4

ในงานวิจัยต่อมา Kitsugi และคณะ แสดงผลของชั้นไฮดรอกซีอะพาไทต์ลงบน SiO₂-rich ต่อมา Kokubo และคณะ ได้ใช้การเลี้ยวเบนรังสีระดับไมโครในการระบุชั้นของไฮดรอกซีอะพาไทต์ ที่ผ่านการการทดแทนในสารละลายจำลองไอออน ในปี ค.ศ. 1990 มีการแสดงผลของรูปแบบอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นบนพื้นผิวของแก้วชีวภาพ ที่สามารถเกิดขึ้นได้ในสารละลายที่จำลองไอออนที่ใกล้เคียงกับไอออนในน้ำเลือดของมนุษย์ ในงานวิจัยของ Kokubo และ Kitsugi สามารถยืนยันชั้นผิวของอะพาไทต์บนพื้นผิวของแก้วชีวภาพที่ผ่านการแช่ในสารละลายจำลอง SBF โดยการใช้เทคนิคดังนี้ XRD, FTIR, SEM, TEM ซึ่งผลที่ได้มาพบว่ามีส่วนประกอบและรูปร่างที่มีความคล้ายคลึงกับในกระดูกมนุษย์ ซึ่งจากผลที่ได้สนับสนุนว่าอาจจะเกิดทั้งอะพาไทต์และคอลลาเจน ซึ่งจะเกิดขึ้นบนผิวหน้าของชิ้นงานและเกิดรอบผิวของชิ้นงานด้วย ต่อมาพบพันธะของอะพาไทต์ที่เกิดขึ้นใหม่และวัสดุ ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับแก้วทางชีวภาพซึ่งจะไม่พบพันธะของอะพาไทต์เมื่อทำการแช่ในสารละลาย SBF และร่างกายเลย ซึ่งจากงานวิจัยในปี ค.ศ. 1991 ทำให้ทราบว่า การคาดการณ์การเกิดของอะพาไทต์ใหม่บนพื้นผิวของชิ้นงานสามารถทำได้โดยการทดสอบโดยการแช่ในสารละลายจำลอง SBF สารละลาย SBF เป็นสารละลายที่ผสมขึ้นมาให้มีปริมาณความเข้มข้นของไอออนที่ใกล้เคียงกับพลาสมาในเลือดของมนุษย์เพื่อใช้สำหรับการทดสอบความเป็นไป โอแอกทีฟของวัสดุที่ประดิษฐ์

ขึ้นเมื่อเลือกการศึกษาทดลองแบบ *In vitro* สารละลาย SBF นี้มีการพัฒนาขึ้นหลายสูตร ดังนี้

- 1) สารละลาย SBF ดั้งเดิม (conventional-SBF, c-SBF)
- 2) Revised –SBF, r-SBF
- 3) Revised –SBF, r-SBF
- 4) Modified-SBF, m-SBF

ซึ่งสารละลายในข้อ 2 ถึง 4 นี้เป็นการนำเอาสารละลาย SBF ดั้งเดิมมาปรับปรุงใหม่ เพื่อให้มีปริมาณไอออนของ Cl^- และ HCO_3^- ใกล้เคียงกับพลาสมาของเลือดมนุษย์มากที่สุด แต่อย่างไรก็ตาม SBF ที่ปรับปรุงใหม่เหล่านี้ยังไม่มีประสิทธิภาพเท่ากับสารละลาย SBF ดั้งเดิม (Oyane, 2002) โดยสารละลาย SBF แต่ละตัวจะมีปริมาณไอออนต่างๆดังที่แสดงในตารางที่ 2.5

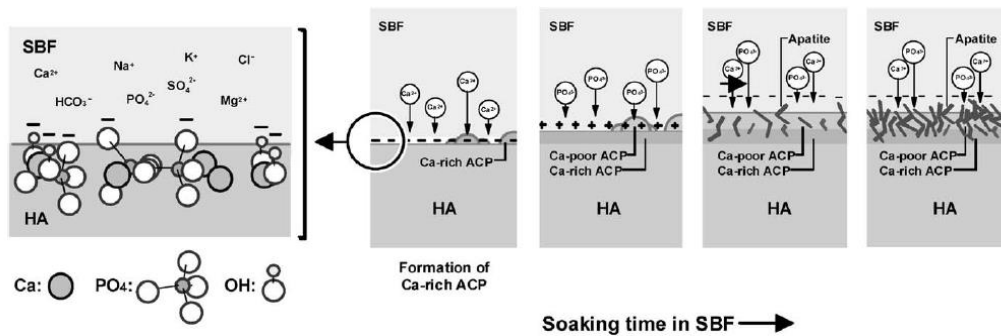
ตารางที่ 2.5 สรุปความเข้มข้นของไอออนในสารละลาย SBF ชนิดต่างๆเทียบกับพลาสมาของเลือดมนุษย์[31]

ไอออน	ความเข้มข้น (mM)				
	พลาสมา	c-SBF	r-SBF	i-SBF	m-SBF
Na^+	142.0	142.0	142.0	142.0	142.0
K^+	5.0	5.0	5.0	5.0	5.0
Mg^{2+}	1.5	1.5	1.5	1.0	1.5
Ca^{2+}	2.5	2.5	2.5	1.6	2.5
Cl^-	103.0	147.8	103.0	103.0	103.0
HCO_3^-	27.0	4.2	27.0	27.0	10.0
HPO_4^{2-}	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
SO_4^{2-}	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5

อย่างไรก็ตาม จากตาราง 2.5 พบว่า มีไอออนของ Cl^{-} อยู่มาก และขาดไอออนของ HCO_3^{-} เมื่อเทียบกับไอออนในเลือดของมนุษย์ ต่อมาในปี ค.ศ. 2003 Oyane และคณะ ได้พยายามปรับปรุงสารละลาย SBF โดยการลดความเข้มข้นไอออนของ Cl^{-} และเพิ่มความเข้มข้นของ HCO_3^{-} เพื่อให้เท่ากับ ไอออนของน้ำเลือดในร่างกายมนุษย์ ซึ่งเรียกว่า Revised SBF (r-SBF) อย่างไรก็ตามแคลเซียมคาร์บอเนตที่มีความแข็งแรงนั้นมีแนวโน้มนำไปสู่การตกตะกอนในสารละลาย SBF ซึ่งเกิดจากการที่เกิดความอึดตัวซึ่งไม่ได้เกิดอะพาไทต์แต่จะเกิดเป็นแคลไซต์

ในปี ค.ศ. 2004 Takadama และคณะ [45] ได้ทำการปรับปรุงสารละลาย SBF ใหม่ ซึ่งเรียกว่า newly improved SBF (n-SBF) โดยทำการลดปริมาณความเข้มข้นของ Cl^{-} ให้เท่ากับไอออนในน้ำเลือดของมนุษย์เท่านั้น และให้ปริมาณความเข้มข้นของ HCO_3^{-} เท่าเดิมกับของ corrected- SBF (c-SBF) ซึ่งการปรับปรุงที่ถือว่ามีความสมบูรณ์แบบเช่นแบบดั้งเดิมและ c-SBF ที่มีความเสถียรและมีรูปแบบอะพาไทต์ที่เหมือนจากการสังเคราะห์ จากผลการยืนยันจาก c-SBF และ n-SBF ไม่มีความแตกต่างกันในด้านความเสถียรและการสร้างอะพาไทต์ จากวิธีการเตรียมสารละลาย c-SBF เป็นวิธีที่เตรียมได้ ง่าย และง่ายต่อการตรวจสอบ และในปี ค.ศ. 2003 สารละลาย SBF แบบดั้งเดิม ได้เป็นที่ยอมรับเป็น วิธีการตรวจสอบที่ได้มาตรฐาน คือ ISO/TC150

จากงานวิจัยของ Hyun-Min Kim และคณะ จากการทดสอบด้วยสารละลาย SBF โดยชิ้นงานที่ทำการทดสอบเป็นไฮดรอกซีอะพาไทต์ โดยใช้สารละลาย SBF แบบ c-SBF ได้อธิบายแบบแผนของการเกิดอะพาไทต์ใหม่บนพื้นผิวของชิ้นงานหลังจากแช่ในสารละลาย โดยแบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอนด้วยกัน การเปลี่ยนแปลงขั้นตอนแรกเกิดจากการที่มีปริมาณของไอออน Ca-rich ACP (nano-crystalline calcium phosphate) บนพื้นผิวของชิ้นงาน ซึ่งทราบจากการเปลี่ยนแปลงอัตราส่วนของ Ca/P ผลของ Ca-rich ACP เป็นผลมาจากการทำปฏิกิริยาของไฮดรอกซีอะพาไทต์ที่บริเวณผิวหน้ากับไอออนของ Ca จากสารละลาย SBF การเปลี่ยนแปลงขั้นที่สอง มีการ Ca-poor ACP เนื่องจาก Ca-rich ACP ที่มีอยู่ก่อนบนพื้นผิวของไฮดรอกซีอะพาไทต์เกิดการทำปฏิกิริยากับไอออนของฟอสเฟตในสารละลาย SBF การเปลี่ยนแปลงขั้นที่สาม ซึ่ง Ca-poor ACP ที่เกิดบนผิวหน้าจะค่อยๆ เปลี่ยนเป็นผลึกที่เรียกว่า bonelike apatite ดังภาพที่ 2.2



ภาพที่ 2.2 แสดงแบบแผนของการเปลี่ยนแปลงบนผิวหน้าของไฮดรอกซีอะพาไทต์ในสารละลาย SBF [45]

2.6 วัสดุชีวภาพการแพทย์ออร์โธปิดิกส์[46]

วิวัฒนาการของวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์ ได้มีการเปลี่ยนแปลงไปอย่างมากในตลอดระยะเวลา 20 ปีที่ผ่านมา ในยุคแรกๆของวัสดุนี้จะเป็นเรื่องของแบบพิมพ์ต่างๆ ทางด้านวิศวกรรม วัสดุที่ใช้คือโลหะไร้สนิม (stainless steel) แต่ในยุคปัจจุบันวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์มีมากถึงกว่า 40 ชนิดที่ผลิตเป็นวัสดุชีวภาพและเครื่องมือใช้ในผู้ป่วย

วัสดุยุคแรกๆมีคุณลักษณะคือ ขอให้เป็นแค่เพียงวัสดุที่ใช้แล้วไม่เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากเนื้อเยื่อข้างเคียงก็เพียงพอ แต่ปัจจุบันสิ่งที่สำคัญยิ่งยวดคือ ต้องคิดถึงปฏิกิริยาผิวสัมผัส (interfacial-reaction) ระหว่างวัสดุที่ใช้กับอวัยวะข้างเคียงที่รองรับ ในอดีตวัสดุที่เคยใช้นั้น ขอเพียงให้อยู่คงทนได้นานแค่หลายปีก็พอ แต่ปัจจุบันควรมีจุดมุ่งหมายที่จะสามารถใช้งานได้คงทนถึง 20 ปี ทั้งนี้เพื่อประโยชน์สูงสุดของผู้ป่วย

ในยุคก่อนนี้การตรวจสอบวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์มีไม่มากนัก แต่ในปัจจุบันการที่จะได้มาซึ่งวัสดุใหม่ๆที่ใช้การได้ดีและมีประสิทธิภาพนั้น ต้องผ่านการทดสอบทั้งในแง่กลศาสตร์ ในสัตว์ทดลองและการทดสอบในแบบจำลองเหมือนอวัยวะของจริงในมนุษย์ เพื่อให้ได้มาซึ่งความแน่นอนว่าวัสดุนั้นมีพิษต่อร่างกายหรือเข้ากันได้ดีกับเนื้อเยื่อข้างเคียงหรือไม่ การศึกษาในห้องทดลองและจากร่างกายของผู้เสียชีวิตใหม่ๆ ในเรื่องของเปลี่ยนแปลงของผิววัสดุที่ใช้หรือการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อระหว่างผิววัสดุและอวัยวะที่รองรับช่วยให้เกิดความเข้าใจกระจ่างขึ้นเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงทางด้านเคมีและปฏิกิริยาของอวัยวะที่มีต่อวัสดุที่ใช้จุดประสงค์ของการใช้วัสดุทางการแพทย์ก็คือ ใช้ทดแทนส่วนอวัยวะและหรือทำหน้าที่ของอวัยวะที่เสียไป ในขณะเดียวกันต้องเป็นวิธีการที่ปลอดภัย เชื่อถือได้ ประหยัด และไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย การที่จะบรรลุวัตถุประสงค์ดังกล่าวได้ก็ต้องขึ้นอยู่กับความมั่นคง ความคงทนถาวรของปฏิกิริยาที่เกิดขึ้น ระหว่างผิววัสดุที่ใช้กับ

อวัยวะที่รองรับ ต้องมีความเข้าใจว่าผิวสัมผัสของเนื้อเยื่อและวัสดุ (biomaterial-tissue interface) เปลี่ยนแปลงอยู่เสมอ ฉะนั้นต้องมีการศึกษาถึงความเปลี่ยนแปลงทั้งในแง่เคมีและเซลล์ที่เกิดขึ้นเมื่อนำวัสดุไปฝังแทนอวัยวะส่วนนั้นๆ เช่นจำเป็นต้องเรียนรู้เคมีพื้นผิว (surface chemistry) การสึกกร่อนของโลหะ (metal corrosion) ปฏิกิริยาต่อพอลิเมอร์ (polymer reaction) และพฤติกรรมพื้นผิวของเซรามิกและแก้ว (ceramic & glass surface behavior) ในปีหนึ่งๆ จากตัวเลขที่ปรากฏ การใช้วัสดุทางการแพทย์ในอเมริกาและยุโรปมีรวมกันมีถึง 4-5 ล้านชิ้น ชิ้นส่วนจากวัสดุที่ต่างกันกว่า 40 ชนิดที่กำลังใช้อยู่ วัสดุทางการแพทย์สามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ชนิดใหญ่ๆ โดยพิจารณาในแง่ของปฏิกิริยาเนื้อเยื่อโต้ตอบต่อการกระตุ้นที่ผิวสัมผัส (interfacial response)

2.6.1 ชนิดที่ 1 ปฏิกิริยาผิวสัมผัสเฉื่อย, พื้นผิวสัมผัสของวัสดุเรียบ (inert, smooth surface) ได้แก่ วัสดุทางการแพทย์ที่ใช้แพร่หลายในปัจจุบัน วัสดุในกลุ่มนี้สามารถเข้ากันได้ดีกับอวัยวะที่ยึดหรือทดแทนและเนื้อเยื่อข้างเคียง แต่อย่างไรก็ตามต้องเกิดมีปฏิกิริยาเนื้อเยื่อต่อวัสดุที่ใช้ โดยเกิดเป็นเนื้อเยื่อแผ่นบางๆ (fibrous capsule) หนา 0.1-10 μm ขึ้นเสมอ โดยแทรกระหว่างวัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับ ถึงแม้ว่าเนื้อเยื่อดังกล่าวจะแนบชิดติดกับวัสดุก็ตาม แต่ก็ไม่ได้ต่อกันสนิท จึงเกิดมีการเคลื่อนไหวยาระหว่างตัววัสดุที่ใช้กับอวัยวะที่รองรับโดยเฉพาะเมื่อมีแรงมากระทำ ลักษณะเช่นนี้ทำให้ความคงทนถาวรของวัสดุที่ใช้มีขีดจำกัด ตัวอย่างเช่น แผ่นโลหะและ สกรูยึดกระดูก

2.6.2 ชนิดที่ 2 เป็นวัสดุที่เกิดขึ้นจากการวิจัยเพื่อให้มีคุณภาพดีกว่าชนิดที่ 1 ในแง่ของความมั่นคงผิวสัมผัส (interfacial stability) วัสดุในกลุ่มนี้มีรูพรุนเป็นตะขำที่กำหนดรูปแบบได้ (controlled network of porosity) ตรงบริเวณผิววัสดุเพื่อให้เนื้อเยื่อสามารถเจริญเติบโตเข้าไปในรูพรุนที่ผิววัสดุนี้ คล้ายกับเนื้อเยื่อบริเวณเชื่อมต่อระหว่างเอ็นและกระดูก หรือพันกับเนื้อเยื่อหุ้มเหงือกตัวอย่างเช่น ข้อสะโพกเทียมชนิดผิวโลหะมีรูพรุน

2.6.3 ชนิดที่ 3 ปฏิกิริยาเคมีที่ผิวสัมผัสควบคุมได้ (controlled chemical reactive surface) เป็นวัสดุที่วิจัยขึ้นเมื่อใช้แล้วก่อให้เกิดปฏิกิริยาเคมี บริเวณผิววัสดุกับเนื้อเยื่อรองรับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นคือผิวสัมผัสจะประสานกัน ได้สนิทเหมือนธรรมชาติ ตัวอย่างเช่น glassceramics, hydroxyapatite

2.6.4 ชนิดที่ 4 ปฏิกิริยาดูดซึมที่ผิวสัมผัส (resorbable) เป็นวัสดุทางการแพทย์เมื่อใช้แทนหรือฝังในอวัยวะของส่วนร่างกายนั้นๆ แล้วเมื่อถึงเวลาที่ทำหน้าที่ครบถ้วนสมบูรณ์แล้วจะเกิดการเสื่อมสลายสภาพของวัสดุ และไม่ปรากฏร่องรอยของปฏิกิริยาระหว่างผิวพื้นวัสดุกับอวัยวะที่รองรับเลย วัสดุในกลุ่มนี้ถือว่าเป็นวัสดุที่ต้องการที่สุด แต่การผลิตทำ

ได้ยากมาก และที่มีอยู่ในปัจจุบันก็มีน้อยชนิดมาก ตัวอย่างเช่น tricalcium phosphate ceramics

วัสดุทางการแพทย์ทั้ง 4 ชนิดดังกล่าวไม่ว่าจะเป็นแบบใดก็ตาม เมื่อใช้ฝังหรือทดแทนอวัยวะในร่างกายแล้ว ปฏิกริยาเนื้อเยื่อระหว่างวัสดุและอวัยวะที่รองรับจะเป็นแบบใดก็ตามขึ้นกับชนิดของวัสดุนั้นๆ วัสดุนั้นจะคงไว้ซึ่งคุณสมบัติประจำของตัวเองไว้ เพื่อทำหน้าที่ต่อไปในร่างกายให้นานเท่าานที่จะเป็นไปได้ ทั้งนี้เพื่อประโยชน์และคุณสมบัติของการใช้วัสดุทางการแพทย์ในวิชาโรคกระดูกและข้อ วัสดุที่ใช้แบ่งออกเป็นชนิดใหญ่ๆดัง ตารางที่ 2.6 [46]

ตารางที่ 2.6 แสดงคุณสมบัติและการใช้งานของวัสดุทางการแพทย์ [46]

ชนิด	คุณสมบัติ	การใช้
โลหะ (Metals)	แข็งแรง, ยืดหยุ่น, เหนียว แต่ปล่อนไอออนออกมาได้ สึกกร่อนได้ และมีโมดูลัสความยืดหยุ่นสูง	แผ่นโลหะยึดกระดูก, ข้อต่อ, ลวด
พอลิเมอร์ (Polymers)	ปั้นเป็นรูปร่างได้ง่าย, เหนียว, ปรับรูปไปมาได้ แต่ไม่ค่อยแข็งแรงและเสื่อมสภาพได้	ไหมเย็บ, ซีเมนต์หล่อกระดูก, หลังคาข้อเทียม, ข้อต่อมีเดียม
เซรามิก (Ceramics)	เฉื่อย, แข็ง, ด้านต่อการสึกหรอได้ดีขึ้นรูปค่อนข้างยาก, เปราะ, และมีโมดูลัสความยืดหยุ่นสูง	หัวข้อกระดูกเทียม, ฉาบผิวโลหะที่ใช้ทดแทนกระดูก
วัสดุผสมประกอบ (Composite)	เหนียว, ปรับรูปไปมาได้, ขึ้นรูปค่อนข้างยาก และคุณสมบัติมักไม่สม่ำเสมอ	ฉาบผิวก้านข้อต่อกระดูกเทียม, ใช้ทดแทนกระดูกแก้ว, กะโหลกศีรษะ

2.7 กระดูก (bone) [38]

กระดูกเป็นเนื้อเยื่อที่มีโครงสร้างซับซ้อนมาก โดยมีส่วนประกอบหลักคือ แคลเซียมฟอสเฟต 70 wt% น้ำ 10 wt% คอลลาเจน 20 wt% และสารอินทรีย์ในปริมาณเล็กน้อย เช่น โปรตีน น้ำตาล และไขมัน ในปริมาณเล็กน้อย โดยคอลลาเจนจะมีเนื้อพื้น (matrix) ที่อยู่ในรูปไมโครไฟเบอร์ซึ่งจะเห็นเป็นตาข่าย ส่วนไมโครไฟเบอร์จะมีเส้นผ่าศูนย์กลางอยู่ในช่วง 100-2000 nm

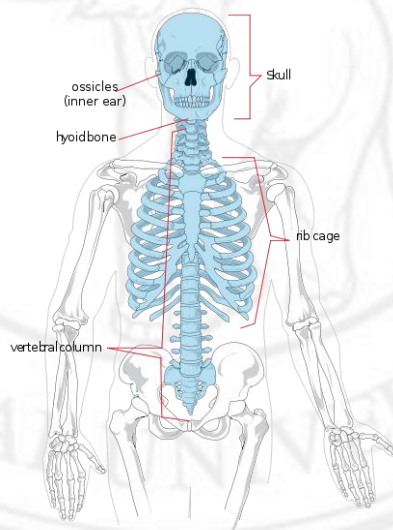
แคลเซียมฟอสเฟตจะอยู่ในรูปผลึกของไฮดรอกซีอะพาไทต์ ซึ่งอันรูปร่างนี้จัดว่าเป็นส่วนประกอบที่ทำให้กระดูกแข็งแรง ผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์จะมีรูปร่างเป็นแผ่นหรือเข็ม ยาวประมาณ 40-60 nm กว้าง 20 nm และหนาประมาณ 1.5-5 nm โดยจะฝังตัวขนานกับคอลลาเจนไฟเบอร์ ทำให้ทิศทางส่วนใหญ่ของผลึกจะอยู่ในแกนยาวของไฟเบอร์ เป็นผลทำให้เฟสของแร่ที่เป็นส่วนประกอบของกระดูกจะรวมตัวกันกับผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์และมีความต่อเนื่อง ทำให้กระดูกมีสมบัติเชิงกลที่ดีมาก หลังจากที่กำจัดเฟสที่เป็นสารอินทรีย์ออกอย่างสมบูรณ์แล้วก็ตาม

2.7.1 กระดูกของคนแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม [47]

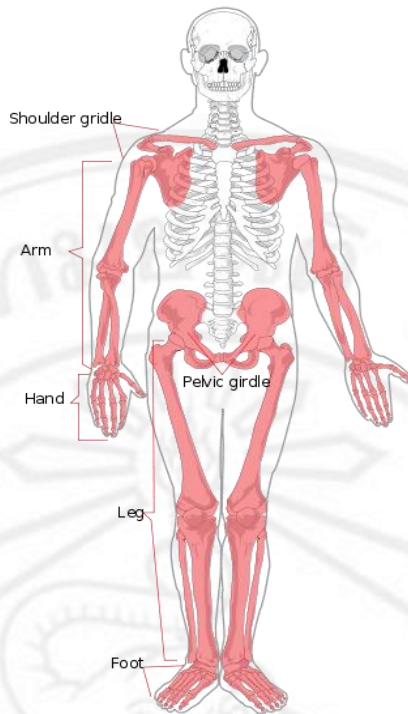
- 1) กระดูกแกน (Axial Skeleton) หมายถึง กระดูกที่อยู่บริเวณกลางๆ ของร่างกาย มีหลายชนิดได้แก่
 - 1.1) กระดูกกะโหลกศีรษะ (Skull) ภายในกะโหลกศีรษะเป็นโพรงสำหรับบรรจุสมอง จะมีกระดูกกะโหลกศีรษะและกระดูกย่อยหลายๆ ชิ้นเชื่อมติดกัน กระดูกกะโหลกศีรษะจึงทำหน้าที่ห่อหุ้มและป้องกันสมองด้วย
 - 1.2) กระดูกสันหลัง (Vertebra) เป็นส่วนของกระดูกแกนที่ช่วยค้ำจุนและรองรับน้ำหนักของร่างกาย กระดูกสันหลังเป็นแนวกระดูกที่ทอดอยู่ทางด้านหลังของร่างกาย ประกอบด้วยกระดูกชิ้นเล็กๆ เป็นข้อๆ ติดกันด้วยกล้ามเนื้อและเอ็นระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อจะมีแผ่นกระดูกอ่อนหรือที่เรียกทั่วไปว่า “หมอนรองกระดูก (Intervertebral disc)” ทำหน้าที่รองและเชื่อมกระดูกสันหลังแต่ละข้อ เพื่อป้องกันการเสียดสี ถ้าแผ่นกระดูกอ่อนนี้เสื่อมเราจะปวดหลัง และไม่สามารถบิดหรือเอียงตัวได้
 - 1.3) กระดูกซี่โครง (Ribe) มีลักษณะเป็นซี่ๆ มีทั้งหมด 12 คู่ หรือ 24 ชิ้น ทำหน้าที่เป็นกำแพงให้ส่วนอก กระดูกซี่โครงจะเชื่อมกับกระดูกอก (Sternum) ด้วยกระดูกอ่อน ระหว่างกระดูกซี่โครงมีกล้ามเนื้อยึดซี่โครงทั้งแถบนอกและแถบใน การหดตัวและการคลายตัวของกล้ามเนื้อ 2 ชุดนี้

สลักกันเกิดการเคลื่อนที่เข้า ออกของอากาศภายนอกและภายในช่องอก มีผลทำให้กระดูกเคลื่อนขึ้นและลง และทำให้ปริมาตรภายในช่องอกเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย

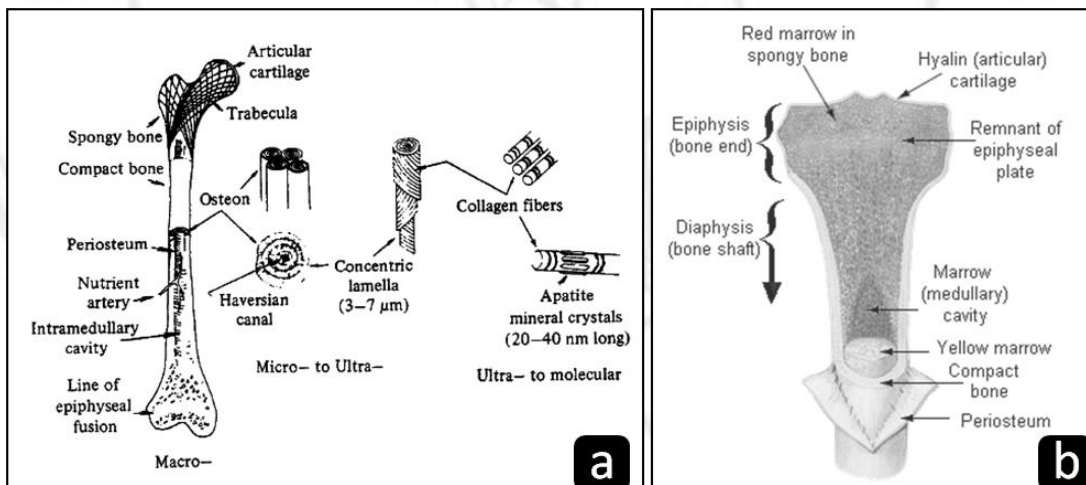
- 2) กระดูกกรยางค์ (Appendicular Skeleton) หมายถึง โครงกระดูกที่อยู่รอบนอกกระดูกแกนซึ่งช่วยในการเคลื่อนไหวของแขน ขา โดยตรง รวมทั้งกระดูกสะบักและกระดูกเชิงกรานที่เป็นฐานรองกระดูกแขนและกระดูกขากระดูกแขนเริ่มแต่บริเวณไหล่ มีกระดูกสะบักและกระดูกไหปลาร้าทำหน้าที่เป็นฐานรองแขน เชื่อมโยงระหว่างกระดูกสันหลังด้านบนของลำตัวกับกระดูกต้นแขนกระดูกขาเริ่มตั้งแต่บริเวณเชิงกรานที่ต่อกับกระดูกต้นขา และจากกระดูกต้นขา มีสะบ้าหัวเข่าที่ฝังอยู่ในเอ็นของกล้ามเนื้อและต่อกับกระดูกเชิงข้อต่อและเอ็นเชื่อมกระดูกข้อต่อเกิดจากกระดูกตั้งแต่ 2 ชิ้นขึ้นไปที่อยู่ใกล้กันมาเชื่อมต่อกัน โดยมีเอ็นและกล้ามเนื้อช่วยยึดเสริมความแข็งแรง ทำให้มีความยืดหยุ่นในการเคลื่อนไหวได้สะดวกขึ้นดังภาพที่ 2.4



ภาพที่ 2.3 แสดงถึงกระดูกแกนในร่างกาย [48]



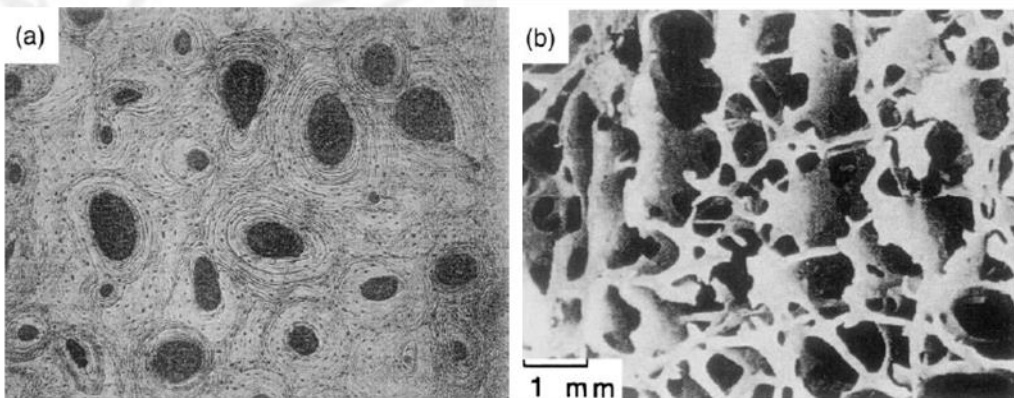
ภาพที่ 2.4 แสดงถึงกระดูกแขนงคี่ในร่างกาย [49]



ภาพที่ 2.5 แสดง (a) ระดับการเชื่อมต่อ (Hierarchical level) ของโครงสร้างกระดูกมนุษย์ (b)กายวิภาคของกระดูกยาว [20]

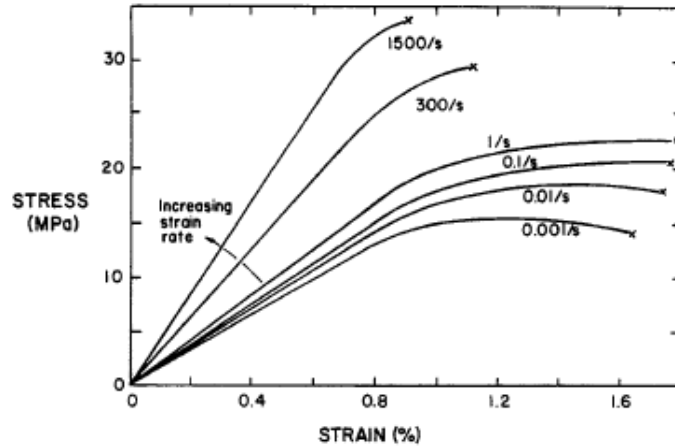
กระดูกที่เติบโตเต็มที่จะอยู่ในรูปของกระดูกเนื้อแน่น (Compact) และ กระดูกเนื้อโปร่ง (Cancellous) ดังภาพที่ 2.5 โดยที่ระดับการเชื่อมต่อของโครงสร้างในกระดูกเนื้อแน่นของมนุษย์ไฟเบอร์จะจัดเรียงตัวอยู่ภายในชั้นที่กระดูกเติบโตอย่างสมบูรณ์ (Lamellar sheets) ซึ่งมีความหนา 3-7 นาโนเมตร ซึ่งเป็นการจัดเรียงตัวในลักษณะที่เป็นวงแหวนรอบช่องฮาเวอร์เซียน (Haversian canals) เกิดเป็นเซลล์กระดูก โดยพื้นที่หน้าตัดของกระดูกเนื้อแน่นจะแสดงให้เห็น

เซลล์ของกระดูกที่มีลักษณะเป็นทรงกระบอก (อาจจะเรียกว่า Harversian system) กับเส้นเลือดที่เรียงตัวไปตามช่องฮาเวอร์เซียน (แสดงในภาพที่ 2.6) การส่งถ่ายสารอาหารจะทำได้โดยระบบที่มีการเชื่อมต่อกันระหว่างร่องที่ทำให้เซลล์แทรกตัวอยู่ (Canaliuli), ช่องที่เป็นที่อยู่ของเซลล์กระดูก (Lacunae) และ ช่องที่ช่องฮาเวอร์เซียนติดต่อกับ โพรงกระดูกและภายนอกกระดูก (Volkmann's canal) โดยระบบที่เชื่อมต่อกันหลายๆระบบนี้จะเต็มไปด้วยของไหลของร่างกายและมีปริมาตรสูงสุดถึง 19% ของร่างกาย กระดูกเนื้อ โปรงเป็นเซลล์ที่ประกอบไปด้วยเซลล์กระดูกที่มีลักษณะเป็นหลอดและแผ่นเชื่อมโยงกันเป็นเครือข่าย (ภาพที่ 2.6๗) โดยส่วนที่มีโครงสร้างคล้ายหลอดจะพัฒนาขึ้นในบริเวณที่มีความเค้นต่ำ ทำให้มีความหนาแน่นต่ำและมีรูพรุนเปิด ส่วนที่มีโครงสร้างเป็นแผ่นจะเกิดขึ้นในบริเวณที่มีความเค้นสูงและมีรูพรุนปิด



ภาพที่ 2.6 แสดง (a) ภาพของภาคตัดขวางที่แสดง โครงสร้างทางจุลภาคของกระดูกหน้าแข้งมนุษย์, (b) ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แบบอิเล็กตรอนแบบส่องกราดของกระดูกโปรง [20]

2.7.2 สมบัติเชิงกลของกระดูก [20] ส่วนประกอบของกระดูกที่เป็นสารอินทรีย์ (โดยมาจะเป็นคอลลาเจน) จะมีความเหนียวสูง ค่ามอดูลัสต่ำ และมีสมบัติอื่นๆ ที่เป็นลักษณะเฉพาะของพอลิเมอร์ และส่วนประกอบที่เป็นสารอินทรีย์ ซึ่งจะมีผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์จะทำให้กระดูกมีความแข็งแรงมาก ทำให้กระดูกเป็นวัสดุผสมของพอลิเมอร์และสารอินทรีย์ ดังนั้นกระดูกจึงมีความเหนียวสูง และค่ามอดูลัสสัมพัทธ์สูง โดยที่ความเหนียวของกระดูกไม่ได้มาจากคอลลาเจนเท่านั้น แต่เกิดจากโครงสร้างจุลภาคของไฟเบอร์ที่มีความสลับซับซ้อนด้วย



ภาพที่ 2.7 แสดงกราฟระหว่างความเค้นและความเครียดของกระดูก [20]

จากภาพที่ 2.7 โดยเริ่มต้นกราฟจะเป็นเส้นตรง ซึ่งเป็นบริเวณที่เกิดความยืดหยุ่น ต่อมากราฟจะแสดงบริเวณที่เป็นพลาสติกที่ประมาณร้อยละ 0.8 ของความเครียด และการแตกหักของกระดูกจะเกิดขึ้นเมื่อความเค้นสูงถึงร้อยละ 3 แสดงให้เห็นว่ากระดูกจะเป็นวัสดุที่มีความเหนียวเมื่ออัตราความเค้นต่ำ แต่จะแตกหักได้ง่ายเหมือนวัสดุที่มีความเปราะอื่นๆ เมื่ออัตราความเค้นสูง ความชันของกราฟจะบอกความแข็งแรงของกระดูก ซึ่งจะเพิ่มขึ้นเมื่อมีปริมาณของแร่ภายในกระดูกมาก กระดูกจะเป็นวัสดุที่มีความเหนียวที่ตีความๆ (ที่อัตราของความเค้นต่ำ) โดยจะเป็นผลมาจากโครงสร้างของ Hierarchical ซึ่งจะช่วยให้ยังรอยแตกไม่ให้ขยายใหญ่ขึ้น

สมบัติเชิงกลของกระดูก Compact bone ของมนุษย์ จะแสดงในตาราง 2.7 ส่วน Cancellous bone ค่ายังมอดูลัส (วัดโดยการกด) และค่าความหนาแน่นต่อการกดจะอยู่ในช่วง 1-2 GPa และ 1-100 GPa ซึ่งถ้าความหนาแน่นของกระดูกเพิ่มขึ้น ทั้งค่ายังมอดูลัส และค่าความทนทานต่อการกดจะเพิ่มขึ้นด้วย และสมบัติเชิงกลของกระดูกจะขึ้นอยู่กับปริมาณความชื้น ชนิดของแรงที่ได้รับ ทิศทางของแรงที่ได้รับ และชนิดของกระดูก ซึ่งเมื่อระดับของการตกตะกอนของเกลือแร่ในกระดูกเพิ่มมากขึ้น ความทนทานจะเพิ่มขึ้น และความเครียดจะลดลง ยิ่งไปกว่านั้นความทนทานและสมบัติเชิงกลอื่นๆ ของกระดูกจะขึ้นอยู่กับลักษณะของการจัดเรียงตัวของคอลลาเจน ไฟเบอร์ ความหนาแน่นของกระดูก ความพรุน โครงสร้างของเซลล์ และโครงสร้างผลึกของไฮดรอกซีอะพาทาइट ภายในเนื้อพื้นของคอลลาเจน แต่ทั้งความเหนียวและปริมาตรของกระดูกมนุษย์จะลดลงตามอายุที่เพิ่มขึ้น

ตาราง 2.7 แสดงสมบัติเชิงกลของ Compact bone ของมนุษย์[20]

	Test direction related to bone axis	
	Parallel	Normal
Tensile strength (MPa)	124–174	49
Compressive strength (MPa)	170–193	133
Bending strength (MPa)	160 ^a	
Shear strength (MPa)	54	
Young's modulus (GPa)	17.0–18.9	11.5
Work of fracture (J/m ²)	20–27 (random) 6000 (low strain rate) 98 (high strain rate)	
K_{Ic} (MPa · m ^{1/2})	2–12 ^a	
Ultimate tensile strain	0.014–0.031	0.007
Ultimate compressive strain	0.0185–0.026	0.028
Yield tensile strain	0.007	0.004
Yield compressive strain	0.010	0.011

^aDirection of measurement not specified.

2.7.3 กระดูกเทียม (Bone substitute materials) [30]

เพื่อที่จะลดความเสี่ยงต่างๆลงได้มีการผลิตและพัฒนากระดูกเทียมชนิดต่างๆ ขึ้นเพื่อนำมาใช้ในการผ่าตัดที่เกี่ยวกับกระดูก แลทางทันตกรรม กระดูกเทียมเหล่านี้มีคุณสมบัติที่ดีต่างกัน แต่ต้องยอมรับว่ายังไม่มีวัสดุชนิดใดที่มีคุณสมบัติทางชีวภาพเท่าเทียมกับกระดูกของมนุษย์จริงๆได้เลย

กระดูกเทียมทั้งหลายควรมีรูปร่าง และคุณสมบัติใกล้เคียงกับกระดูกจริงให้มากที่สุด โดยสามารถที่จะเหนี่ยวนำให้มีการสร้างกระดูกใหม่และกระดูกจริงได้โดยรอบ และกระดูกที่สร้างใหม่นี้ควรมีคุณสมบัติทัดเทียมกับกระดูกจริงมากที่สุด

อัตราการสูญสลาย (resorption) ของกระดูกเทียมที่นำไปใส่ลงในรอยโรคที่กระดูกจะต้องไม่เร็วกว่าอัตราการสร้างกระดูกใหม่ ถ้าการสูญสลายของกระดูกเทียมเร็วเกินไปจะเกิดการสะสมของสารที่เกิดจากการสูญสลายในบริเวณนั้นมาก ทำให้ขัดขวางการสร้างกระดูกใหม่ได้ เช่น วัสดุพวกแคลเซียมฟอสเฟต เมื่อสูญสลายเร็วจะเกิดเป็นไอออนของแคลเซียมจำนวนมาก ทำให้ปฏิกิริยาภูมิคุ้มกันของร่างกาย เช่น พวกเซลล์ภูมิคุ้มกัน (macrophage) ต้องทำงานหนักมาก และถ้าทำไม่ทันจะมีการสร้างเยื่อหุ้มกระดูก (fibrous membrane) หุ้มสิ่งแปลกปลอมไว้ ทำให้เกิดการสูญสลายต่อไปเกิดได้อย่างไม่สมบูรณ์

ความยืดหยุ่นของกระดูกเทียมเป็นสิ่งสำคัญอีกประการของการเหนี่ยวนำให้กระดูกใหม่เกิดขึ้นได้ ถ้ากระดูกเทียมมีความหนาแน่นมากมากเกินไปจะทำให้การสร้างกระดูกใหม่และการ ผิดปกติไปได้ เป็นที่ทราบกันดีว่าไม่มีกระดูกเทียมชนิดใดที่มี

คุณสมบัติเป็น สิ่งที่เหนี่ยวนำทำให้เกิดการสร้างกระดูก(osteoinductive) แต่จะเป็นสาร ชักนำเชื่อมกระดูก(osteoconductive)คือเป็น โครงสร้างให้เซลล์กระดูก ทั้งเซลล์ออสติโอ บลาสต์(osteoblast) และเซลล์ออสติโอคลาสต์ (osteoclast)ทำงานได้ดีขึ้น และเกิดกระดูก ใหม่ได้โดยไม่มีเนื้อเยื่ออ่อนเกิดแทรกขึ้น การใช้แผ่นกั้นเนื้อเยื่อร่วมกับการใช้กระดูก เทียมเข้ามามีบทบาทในการช่วยให้การสร้างกระดูกเกิดได้สมบูรณ์ยิ่งขึ้น ทั้งนี้ปัจจัยที่ เกี่ยวข้องในการสร้างกระดูกบริเวณที่มีข้อบกพร่องคือปัจจัยทางชีวภาพ เช่น ค่าความ เป็นกรด-ด่าง(pH) ความพรุนของกระดูกเทียมเพื่อให้กระดูกที่เกิดใหม่สามารถเจริญเข้า ไปภายในได้ (รูพรุนขนาด 200 nm) คล้ายๆ กับช่องฮาเวอร์เซียน ในกระดูกจริงซึ่งเป็น สิ่งที่มีผลต่อการสร้างกระดูกด้วย วัสดุพวกแคลเซียมฟอสเฟตจะมีรูพรุนประมาณ 1- 15nm ทำให้การสร้างกระดูกเป็นไปอย่างไม่สมบูรณ์จะมีพวกเนื้อเยื่ออ่อนเกิดขึ้นด้วย

2.7.4 วัสดุทดแทนกระดูก (Bone graft) [30]การแบ่งชนิดของวัสดุทดแทนกระดูกนั้นสามารถ แบ่งได้หลายประเภท ซึ่งในที่นี้จะแบ่งตามแหล่งที่มาของผู้ให้และปฏิกิริยาการ ตอบสนองของภูมิคุ้มกันของผู้รับ ซึ่งสามารถแบ่งได้ดังนี้

1) Autogenous bone graft เป็นเนื้อเยื่อที่ได้มาจากคนคนเดียวกัน ถือว่าเป็นกระดูกที่ นำมาทดแทนที่ดีที่สุด เพราะสามารถให้เซลล์สิ่งมีชีวิตและเป็นเซลล์ที่เข้ากันได้ดี กับภูมิคุ้มกัน (immunocompatible cell) ซึ่งมีความสำคัญต่อเนื้อเยื่อที่สามารถเจริญ ไปเป็นกระดูก (osteogenic) และสามารถเหนี่ยวนำทำให้เกิดการสร้างกระดูก (osteoinductive) และที่สำคัญจะสามารถสร้างเนื้อเยื่อกระดูก(osseous tissue)ขึ้น ใหม่ได้ก็ต่อเมื่อมีเลือดมาเลี้ยงบริเวณนั้นเพียงพอ

1.1) ข้อดีของ autogenous bone graft

1.1.1) ให้เนื้อเยื่อที่สามารถเจริญไปเป็นกระดูก

1.1.2) ไม่ทำให้เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากภูมิคุ้มกันของร่างกาย

1.1.3) ไม่เสียค่าใช้จ่ายในการซื้อกระดูกเทียม

1.2) ข้อเสียของ autogenous bone graft

1.2.1) ต้องมีการผ่าตัดบริเวณอื่นของร่างกาย เพื่อให้ได้ชิ้นกระดูกมาใช้ในการ ปลูกกระดูก

2) Isogenous bone graft เป็นกระดูกที่ได้จากกลุ่มแผลที่มาจากไขกระดูกเดียวกัน สามารถใช้ได้โดยไม่ต้องนำไปผ่านกระบวนการใดๆ เพื่อลดปฏิกิริยาต่อต้าน

2.1) ข้อดีของ Isogenous bone graft

2.1.1) ให้น้ำเนื้อเยื่อที่สามารถเจริญไปเป็นกระดูก

2.1.2) ไม่ทำให้เกิดปฏิกิริยาต่อต้านจากภูมิคุ้มกันของร่างกาย

2.1.3) ไม่เสียค่าใช้จ่ายในการซื้อกระดูกเทียม

2.2) ข้อเสียของ Isogenous bone graft

2.2.1) ต้องมีการผ่าตัดจากกลุ่มแผล

2.2.2) เสียค่าใช้จ่ายในการผ่าตัดเพิ่มขึ้น

3) Allogemous bone graft (Homograft) เป็นกระดูกที่ได้มาจากบุคคลอื่นในสายพันธุ์(sprcies)เดียวกัน จะต้องมีการนำไปผ่านกระบวนการทางเคมีและทางฟิสิกส์ เพื่อลดปฏิกิริยาต่อต้านจากภูมิคุ้มกัน โดยทำลายเนื้อเยื่อที่สามารถเจริญไปเป็นกระดูกที่เหลืออยู่ในกระดูกออกไป กระดูกชนิดนี้ไม่เป็นที่ยอมรับในบางประเทศของทวีปยุโรป เช่น เยอรมัน สวิตเซอร์แลนด์ เพราะไม่แน่ใจว่ากระบวนการ treating graft จะได้ผลเต็มที่ นอกจากนี้ยังมีรายงานการพบการติดเชื้อไวรัสเอดส์ HIV จากการใช้กระดูกชนิดนี้ด้วย

3.1) ข้อดีของAllogemous bone graft

3.1.1) ไม่ต้องทำการผ่าตัดหลายตำแหน่ง

3.2) ข้อเสียของAllogemous bone graft

3.2.1) ไม่ให้เซลล์ที่มีชีวิตเพื่อที่จะไม่สามารถเกิดเซลล์ที่ชักนำให้เกิดกระดูกแต่ทำให้เกิดการเหนียวนำไปเกิดกระดูกเท่านั้น

3.2.2) เสียค่าใช้จ่ายในการซื้อกระดูกทดแทน

4) Xenogenous bone graft (Heterograft) คือกระดูกที่ได้จากสายพันธุ์อื่นๆ หรือจากวัสดุที่สังเคราะห์ขึ้นมา วัสดุเหล่านี้ต้องผ่านกระบวนการ treating graft เป็นอย่างดี และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกายมนุษย์กระดูกเทียมชนิดนี้จะต้องถูกสกัดเอาสารอินทรีย์ทั้งหลายออกให้หมด เหลือแต่โครงร่างของกระดูกไว้เพื่อให้กระดูกใหม่เจริญเข้าไปในภายในได้ หลังจากนั้นนำไปปลูกกระดูกแล้วซึ่งสมบัตินี้เรียกว่าการเหนียวนำทำให้เกิดกระดูกใหม่ นอกจากนี้ Xenograft อาจทำให้เกิดปรากฏการณ์การสร้างกระดูกขึ้นใหม่ได้ เช่น จากโปรตีนที่ช่วยในกระบวนการสร้างกระดูกและกระดูกอ่อน (bone morphogenic protein) ซึ่งเป็น ไกลโคโปรตีน (glycoprotein) ที่ทำหน้าที่เสริมในการกระตุ้นการแบ่งเซลล์ที่สร้างกระดูกอย่างต่อเนื่องปัจจุบันยังต้องมีการค้นคว้าและพัฒนาการผลิตเพื่อนำมาใช้ในมนุษย์ให้ได้ผลดีที่สุดต่อไป

4.1) ข้อดีของ Xenogenous bone graft

4.1.1) ไม่ต้องมีการผ่าตัดบริเวณอื่น

4.2) ข้อเสียของ Xenogenous bone graft

4.2.1) ไม่ให้เซลล์สิ่งมีชีวิต

4.2.2) ต้องมีการ treating graft เพื่อลด antigenicity

4.2.3) ต้องเสียค่าใช้จ่ายเพิ่ม

2.8 แคลเซียมฟอสเฟต

แคลเซียมฟอสเฟต (Calcium Phosphate) เป็นแร่ธาตุที่มีน้ำหนักเบา มีความเสถียรทางด้านเคมีและมีองค์ประกอบคล้ายกับเฟสที่เป็นแร่ธาตุในกระดูกจึงมักทำเป็นวัสดุสังเคราะห์ในรูปของกระดูกเทียม (artificial bone) สำหรับการฝังชนิดต่างๆ หรือสามารถใช้เป็นวัสดุพูนสำหรับเคลือบ (porous coating) ลงไปบนวัสดุสำหรับการฝังชนิดอื่นๆ

ด้วยความที่องค์ประกอบของไอออนพื้นฐานของแคลเซียมฟอสเฟตสามารถพบได้ตามทั้งร่างกายของมนุษย์ ทำให้มีความเข้ากันได้กับร่างกายนั้นมีสูงมาก (High compatible) นอกจากนี้เซรามิกชีวภาพในกลุ่มแคลเซียมฟอสเฟตยังมีความคงทนต่อความเสียหายอันเกิดจากเชื้อจุลินทรีย์ (Microbial attack), การเปลี่ยนแปลงค่า pH และสภาวะการเป็นตัวทำละลาย (Solvent condition) สามารถอยู่ได้ในรูปผลึก

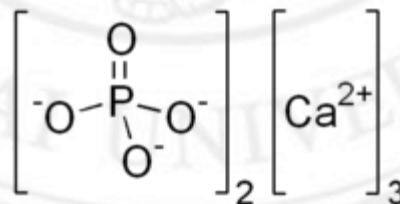
ของเกลือได้อย่างหลากหลายชนิด เช่น ไฮดรอกซีอะพาไทต์ (Hydroxyapatite) และเบตาไวลอคไคท์ (β -whitlockite) ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับอัตราส่วนระหว่างแคลเซียมและฟอสเฟต (Ca:P ratio), การเข้าร่วมปฏิกิริยาของน้ำ, สารเจือปน (Impurities) และอุณหภูมิ (temperature) ในสภาพที่มีน้ำเข้าร่วม (wet environment) และที่อุณหภูมิต่ำ ($<900^{\circ}\text{C}$) แคลเซียม-ฟอสเฟตจะอยู่ในรูปของไฮดรอกซีอะพาไทต์ ในขณะที่สภาพที่ไม่มีน้ำเข้าร่วม (dry atmosphere) และที่อุณหภูมิสูง แคลเซียมฟอสเฟตจะอยู่ในรูปของเบตาไวลอคไคท์ แคลเซียมฟอสเฟตทั้งสองรูปนี้มีสมบัติที่สามารถมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อ (tissue compatible) ได้อย่างดีเยี่ยมและมักถูกนำมาใช้เป็นวัสดุทดแทนกระดูกในรูปของเม็ดหรือบล็อกของแข็ง (granular or solid block) ส่วนแคลเซียมฟอสเฟตชนิดอื่นๆที่นิยมนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ ได้แก่ แอลฟาไตรแคลเซียมฟอสเฟต (α -tricalcium phosphate ; α -TCP) ไบเฟสิกแคลเซียมฟอสเฟต (biphasic calcium phosphate ; BCP) โมโนแคลเซียมฟอสเฟตโมโนไฮเดรต (monocalcium phosphate monohydrate ; MCPM) และอะพาไทต์ที่ยังไม่ผ่านกระบวนการซินเตอร์ (unsintered apatite ; AP) ตารางที่ 2.6 แสดงสมบัติทางกายภาพของแคลเซียมฟอสเฟตในรูปแบบต่างๆที่นิยมใช้ในอุตสาหกรรมทางการแพทย์ ซึ่งในการประยุกต์ใช้นั้นจะพิจารณาจากสมบัติการสลายหรือการดูดซึม (biodegradable or resorbable) และการสร้างพันธะกับเนื้อเยื่อ (bioactive or surface reactive) ของตัววัสดุเป็นหลัก[47] ความนิยมในไฮดรอกซีอะพาไทต์เนื่องจากมีความเสถียรอย่างดีเยี่ยมที่ pH สูงกว่า 4.3 ซึ่งในเลือดมีค่า pH 7.3 ตารางที่ 2.7 แสดงความสามารถในการละลายและความเสถียรค่า pH ของแคลเซียมฟอสเฟตในรูปแบบต่างๆที่ละลายในน้ำโดยปกติแคลเซียมฟอสเฟตเซรามิกทั่วไป (conventional calcium phosphate) จะมีความสามารถในการเผาซินเตอร์ (sinterability) ที่ต่ำมากเนื่องจากว่ามีพื้นที่ผิวที่ต่ำ ($\sim 2\text{-}5\text{ m}^2/\text{g}$) นอกจากนี้ยังพบอีกว่าในกระบวนการดูดซึม (resorption process) ของแคลเซียมฟอสเฟตเซรามิก

โดยทั่วไปจากกระบวนการการสังเคราะห์ยังมีความแตกต่างจากแร่ธาตุในกระดูกอย่างสิ้นเชิง เพราะโดยทั่วไปแล้วแร่ธาตุในกระดูกจะมีขนาดในเรณอนาโนและมีพื้นที่ผิวที่สูงมาก การเจริญของกระดูกจะอยู่ภายใต้เมทริกที่เป็นสารอินทรีย์มีพันธะระหว่างผลึกอย่างหลวมๆ จึงทำให้มีการดูดซึมโดยเซลล์ขนาดใหญ่ที่มีหน้าที่ทำลายหรือขจัดกระดูก (osteoclast) ที่สมบูรณ์และสม่ำเสมอ ดังนั้นแคลเซียมฟอสเฟตเซรามิกที่มีขนาดอนุภาคไมครอนจึงมีพื้นที่ผิวดำและพันธะระหว่างผลึกที่แข็งแรง กระบวนการดูดซึมสามารถแบ่งได้เป็น 2 ขั้นตอน 1) การแตกสลายของอนุภาค และ 2) การแตกตัวของผลึก สาเหตุที่ทำให้สมบัติเชิงกลของผลึกเชิงซ้อนของแคลเซียมฟอสเฟตมีค่าต่างๆที่กว้างนั้นเนื่องมาจากมีโครงสร้างที่แตกต่างกันและเป็นผลมาจากกระบวนการเตรียม นอกจากกระบวนการเผาในขั้นสุดท้ายนั้นยังส่งผลให้แคลเซียมฟอสเฟตนั้นสามารถอยู่ในรูปของแคลเซียมไฮดรอกซีอะพาไทต์หรือเบตาไวลอคไคท์ แต่ก็มีบางกรณีเมื่อเสร็จสิ้นทางกระบวนการแล้วอาจได้แคลเซียมฟอสเฟต

ทั้งสองโครงสร้างอยู่ภายในชิ้นงานเดียวกัน ข้อเสียหลักของแคลเซียมฟอสเฟตก็คือมีความแข็งแรงเชิงกลที่ต่ำ (poor mechanical strength) ภายใต้สภาวะความเค้น นั้นทำให้แคลเซียมฟอสเฟตสังเคราะห์ (อนุภาคไมครอน) มีสมบัติการสร้างพันธะกับเนื้อเยื่อที่ต่ำกว่ากระดูกธรรมชาติ [51,52] เช่นเดียวกับเซรามิกชนิดอื่น ๆ ความแข็งแรงเชิงดึง (tensile strength) และความแข็งแรงการกดอัด (compressive strength) ของแคลเซียมฟอสเฟตจะถูกควบคุมโดยรูพรุน (pores) ช่องว่าง (voids) และช่องแคบเล็กๆ (interstices) ซึ่งทั้งหมดนี้เกิดขึ้นหลังจากการทำให้แน่นตัวโดยกระบวนการเผาซินเตอร์ เนื่องจากว่าเซรามิกแคลเซียมฟอสเฟตแตกต่างจากเซรามิกขั้นสูง (advance ceramics) ทำให้การเผาซินเตอร์นั้นกระทำได้ยากจึงส่งผลให้สมบัติเชิงกลมีค่าต่ำ นอกจากนี้การต้านทานความล้า (fatigue resistance) ก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่ขนาดไม่ได้สำหรับการนำไปประยุกต์ใช้เป็นตัวรับน้ำหนักในวัสดุสำหรับการฝัง (tensile-lode bearing implant) ค่าที่ใช้เป็นตัววัดค่าความต้านทานความล้าคือ Weiball factor (n) ซึ่งค่า n มีค่า 50-100 แสดงว่ามีค่าความต้านทานที่สูง แต่ถ้าค่า n 10-20 แสดงว่ามีค่าความต้านทานความล้าที่ต่ำและอาจเกิดความเสียหายอย่างรวดเร็วเมื่อนำไปประยุกต์ใช้งาน [53] สำหรับไฮดรอกซีอะพาไทต์ทั่วไปจะมีค่า n=50 ในสภาพแวดล้อมที่แห้ง และ n =12 ในสภาพแวดล้อมในร่างกาย [54]

2.9 ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (Tricalciumphosphate, TCP) [55]

ไตรแคลเซียมฟอสเฟต (TCP) เป็นสารที่มีสูตรเคมีคล้ายๆ กับ hydroxyapatite แต่ไม่ได้เป็นส่วนประกอบธรรมชาติของกระดูก มีสูตรทางเคมีคือ $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ มีแคลเซียมต่อฟอสฟอรัสในอัตราส่วน 3:2



ภาพที่ 2.8 แสดงโครงสร้างทางเคมีของไตรแคลเซียมฟอสเฟต [56]

TCP ที่นำมาใช้เป็นกระดูกเทียมสังเคราะห์มี 2 รูปแบบ คือ α -Tricalcium phosphate และ β -Tricalcium phosphate ซึ่งมีสูตรทางเคมีเหมือนกัน แต่เมื่ออยู่ในร่างกายแล้วจะแตกต่างกัน โดยที่ α -TCP จะสลายตัวได้ช้ากว่า และสามารถตรวจพบได้เมื่อเวลาผ่านไปหลายปีแล้ว β -TCP จะสลายได้หมดภายในเวลา 8-12 เดือน และถูกแทนที่ทั้งหมดด้วยกระดูก โดยปกติแล้ว TCP จะไม่ทนต่อแรงกดอัด และจะสลายตัวได้ง่ายกว่าเมื่อเทียบกับ HA ซึ่งเป็นสารที่ทนต่อแรงกดอัดและสลายตัวได้ช้าหรือแทบจะไม่มีสลายตัวเลย Spector ได้สรุปไว้ว่า วัสดุที่นำมาใช้เป็น beta form ของ TCP ที่ถูกผลิต

โดยกระบวนการทางความร้อน คือ Whitelockite สารนี้จะถูกใช้เป็นตัวเชื่อมที่ค่อยๆ สลายตัวได้ มีการศึกษามากมายถึงระยะเวลาที่จะมีการสร้างกระดูกใหม่ขึ้นมา และระยะเวลาที่สารนี้จะค่อยๆ ละลายหายไปพบว่าอัตราการสลายในร่างกายน่าจะสัมพันธ์กับส่วนประกอบและโครงสร้างของ TCP รวมถึงสรีรวิทยาของบริเวณที่ทำการฝังกระดูกเทียม การเชื่อมต่อกับกระดูกยังไม่เป็นที่แน่นอนซึ่งน่าจะขึ้นกับ TCP ที่ค่อยๆ สลายไป โดยมีการสูญเสียอะพาไทต์ (apatite) ออกไปก่อนและมีการสร้างกระดูกใหม่ขึ้นมาบนพื้นผิวที่ปกคลุมแล้วกระดูกเทียมสังเคราะห์ที่มีส่วนประกอบเป็นแคลเซียมฟอสเฟต จะไม่มีการสลายตัวไปจนหมด แต่จะเป็นการแตกสลายขึ้นส่วนเล็กๆ จากปฏิกิริยาทางเคมีและฟิสิกส์ และความเร็วในการแตกสลายจะขึ้นกับความหนาแน่นของวัสดุเองด้วย ความร้อนและกระบวนการทำให้กระดูกเทียมปราศจากเชื้อก่อนนำมาใช้สามารถเปลี่ยนโครงสร้างทางเคมีได้และทำให้อัตราการสลายตัวเปลี่ยนไปได้ด้วย

การสลายตัวของ TCP จะเกิดค่อนข้างเร็ว พื้นผิวของ TCP จะไม่มีพวกอะพาไทต์เหลืออยู่แต่จะเอื้อแต่จะเอื้อให้มีการสร้างกระดูกใหม่เกิดขึ้นได้ Schenk ได้ทำการทดลองและรายงานไว้ว่าหลังจาก 1 ปีไปแล้ว 80% ของกระดูกเทียม TCP จะถูกแทนที่ด้วยกระดูกใหม่ ส่วนที่สลายตัวไปจะเป็นพวกแคลเซียมฟอสเฟต โดยมี macrophage ทำหน้าที่ทำลายส่วนที่ถูกย่อยสลายนั้น และยังพบปฏิกิริยาการอักเสบและเซลล์อักเสบต่างๆ ไปในบริเวณที่ใส่ TCP ซึ่งจะทำให้ TCP สลายตัวไปเรื่อยๆ โดยที่ไม่ทำให้เกิดความเสียหายต่อเซลล์รอบๆ และไม่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของ pH ด้วย

TCP จะทำให้เกิดการสร้างเซลล์กระดูกได้ โดยที่ตัว TCP จะทำหน้าที่เป็นโครงร่างเอื้อต่อการเจริญของกระดูกใหม่ และมักจะนำไปใช้ในบริเวณที่ต้องการซ่อมแซมการสร้างกระดูกซึ่งกระดูกเทียมจะค่อยๆ สลายไปและถูกแทนที่ด้วยกระดูกใหม่ตามมา [56]

ตารางที่ 2.8 แสดงกระดูกเทียมสังเคราะห์ในกลุ่ม TCP [56]

ชื่อทางการค้า	ลักษณะ
Calci Resorb	Porous form
Cerasorb	Particles (many sizes)
Synthograft	Dense, small particle
Augmen	Dense, larger particle

กระดูกเทียม TCP มักถูกผลิตขึ้นมาหลายขนาด ควรเลือกใช้ให้เหมาะสมสำหรับแต่ละราย ดังแสดงในตารางที่ 2.9

ตารางที่ 2.9 แสดงขนาดต่างๆของกระดูกเทียม TCP [56]

ขนาด	เหมาะสำหรับ
1,000 - 2,000 μm	Sinusaugmentation, cyst ขนาดใหญ่
5,00 - 1,000 μm	Cystขนาดกลางถึงขนาดเล็ก, เต็มลงในเบ้ารากฟันหลังการถอนฟันทันที
150 - 500 μm	รอยโรคปริทันต์ขนาดใหญ่
50 - 150 μm	รอยโรคปริทันต์ขนาดเล็ก

β -Tricalciumphosphate (β -TCP) ได้ถูกนำมาใช้ในการปลูกถ่ายกระดูกมาเป็นเวลาหลายปีแล้วเช่นกัน เนื่องจาก β -TCP เป็นผลึกที่ประกอบกันเป็น โครงสร้างแหขนาดใหญ่ จึงเกิด osteoconduction ได้เป็นอย่างดี

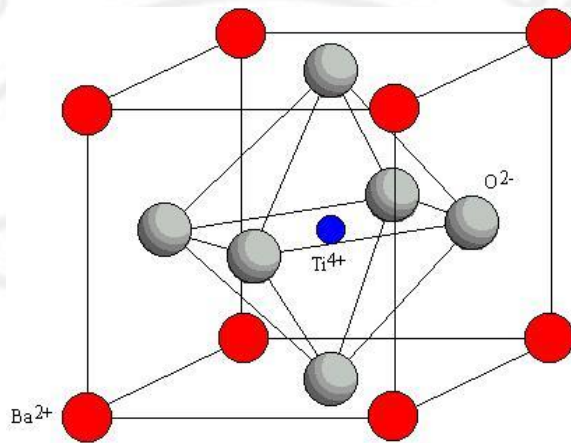
นอกจากนี้ β -TCP ยังเชื่อมกับกระดูกธรรมชาติของผู้รับการปลูกถ่ายได้โดยตรง จึงทำให้การรักษาตัวของกระดูกตามกระบวนการธรรมชาติเกิดขึ้นได้อย่างรวดเร็วอีกด้วย

โดยสรุปแล้วกระดูกสำหรับปลูกถ่ายชนิดสังเคราะห์เป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการปลูกถ่ายกระดูก และนวัตกรรมทางการแพทย์นี้มีความก้าวหน้ามากยิ่งขึ้น และเมื่อนำมาใช้อย่างถูกต้องจะได้ผลลัพธ์ที่ดีเทียบเท่ากับการใช้กระดูกปลูกถ่ายในอุดมคติ [57]

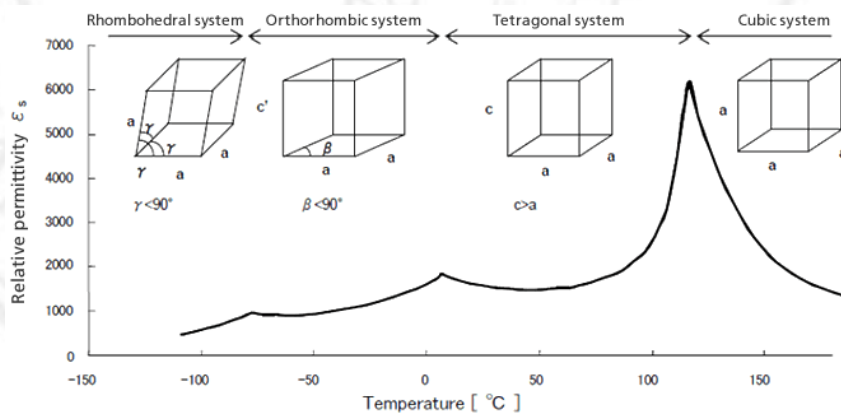
2.10 แบเรียมเซอร์โคเนียมไททานेट [58]

แบเรียมไททานेट (BaTiO_3) เป็นสารกลุ่มไม่มีตะกั่วเป็นองค์ประกอบ ที่มีการค้นพบพฤติกรรมเฟอร์โรอิเล็กทริก มีการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกเกิดขึ้นส่งผลต่อคุณสมบัติทางไฟฟ้าและโครงสร้างจุลภาค BaTiO_3 มีโครงสร้างเพอโรฟสไกต์ที่อุณหภูมิคูรี (ประมาณ 130°C) สูงขึ้นหน่วยเซลล์ (unit cell) ของ BaTiO_3 จะเป็นแบบลูกบาศก์ (cubic) ที่มีการจัดเรียงไอออนตามภาพที่ 2.9 ที่อุณหภูมิต่ำกว่าจุดคูรีลงมานั้น โครงสร้างของ BaTiO_3 จะเกิดการบิดเบี้ยวขึ้นเล็กน้อย เข้าสู่รูปแบบของเตตระโกนอล (tetragonal) และจะมีโมเมนต์ขั้วคู่เกิดขึ้นมาทิศทางตามแนวแกน c ส่วนการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างอื่นนั้นจะเกิดที่อุณหภูมิต่ำกว่า 0°C นั้น unit cell จะเปลี่ยนโครงสร้างเป็นออร์โธโรมบิก (Orthorhombic) โดยมีแกนเชิงขั้ววางตามแนวทแยงมุมผ่านกลางหน่วยเซลล์ (ภาพที่ 2.9)

ซึ่งการเปลี่ยนไปอย่างสอดคล้องตลอดจนถึงเกิดการโพลาไรเซชันขึ้นเอง และ ในผลึกโคเมนเชิงเดี่ยว BaTiO₃ จะมีค่าคงที่ไดอิเล็กทริกที่อุณหภูมิ 20°C เป็น 230°C ในทิศทางเดียวกับขั้ว และ 4770 ในทิศทางตั้งฉาก เนื่องจากทิศทางการเรียงตัวของขั้วทำให้เซรามิกมีค่าไดอิเล็กทริกเป็น 1740 (ตามความสัมพันธ์ของลิชเทเนอร์ (Lichtenecker's relation)) ในทางปฏิบัติแล้วไดอิเล็กทริกที่สนามไฟฟ้าต่ำของเซรามิกจะมีค่าอยู่ระหว่าง 2000-4500 โดยขึ้นอยู่กับกระบวนการเตรียมและตัวแปรอื่นๆ



ภาพที่ 2.9 โครงสร้างของสาร BaTiO₃ [58]



ภาพที่ 2.10 การเปลี่ยนแปลงยูนิตเซลล์ของผลึกเดี่ยว BaTiO₃ [58]

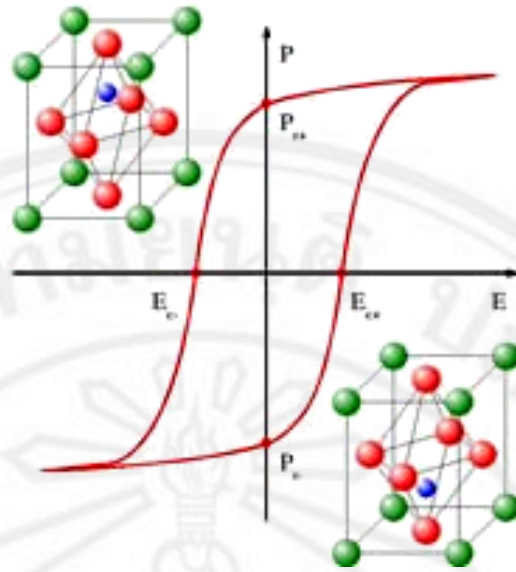
แบเรียมเซอร์โคเนียมไททานेट (BaZrO₃) มีโครงสร้างแบบเพอโรฟสไกต์อย่างง่าย (simple perovskite structure) ด้วยความสัมพันธ์กับค่าคงที่แลตทิซใหญ่ จุดหลอมเหลวสูง สัมประสิทธิ์การขยายตัวทางความร้อนต่ำ (thermal expansion coefficient) สภาพนำความร้อนต่ำ (thermal conductivity) และมีค่าคงที่ไดอิเล็กทริกประมาณ 27 ซึ่งเป็นค่าคงที่ไดอิเล็กทริกที่ต่ำกว่า สาร BaTiO₃ นอกจากนี้พบว่าสาร BaZrO₃ ไม่ปรากฏการเปลี่ยนแปลงเฟสเฟอร์โรอิเล็กทริกที่มีอยู่อย่างชัดเจนดังสาร BaTiO₃ อีกด้วย

ต่อมานักวิจัยหลายท่านได้มีความสนใจที่จะศึกษาอิทธิพลของสารละลายของแข็ง BaTiO₃ และ BaZrO₃ เพราะมีความคล้ายคลึงกับสารละลายของแข็งแบเรียมสทอนเซียมไททานเนต (BST) ซึ่งเป็นสารที่มีค่าไดอิเล็กทริกที่สูง โดยปกติใช้แทนที่สาร SiO₂ ในการผลิตหน่วยความจำแบบชั่วคราว (dynamic random access memory) ปัจจุบันจึงเป็นที่ยอมรับว่าสารแบเรียมไททานเนตเซอร์โคเนต (Ba(Zr,Ti)O₃) เป็นทางเลือกหนึ่งในอุตสาหกรรมการผลิตตัวเก็บประจุ เนื่องจาก Zr⁴⁺ มีความเสถียรมากกว่า Ti⁴⁺ จึงมีการศึกษาวิจัยออกมาอย่างต่อเนื่อง

2.11 เฟร์โรอิเล็กทริก (Ferroelectric) [59-62]

จาก 20 point group ของผลึกที่ไม่มีสมมาตรของศูนย์กลาง (non-centrosymmetric) ที่เป็นวัสดุเพียโซอิเล็กทริกจะมีอยู่ 10 point group ที่มีขั้ว (polar) และเกิดไดโพลโมเมนต์ได้ด้วยตัวเอง แม้ไม่ได้รับสนามไฟฟ้ากระทำ ซึ่งเรียกกลุ่มสารพวกนี้ว่าโพลาริเซชันแบบเกิดขึ้นได้เอง (spontaneous polarization) โดยที่ผลึกมีขั้วเหล่านี้จะมีสภาพเป็นเพียโซอิเล็กทริกที่ดี ในกรณีที่ให้สนามไฟฟ้าแรงพอที่ทำให้ทิศทางของเวกเตอร์โพลาริเซชันเปลี่ยนแปลงได้ ซึ่งสารใน point group นี้เรียกว่าเฟร์โรอิเล็กทริก กล่าวคือสารเฟร์โรอิเล็กทริกทุกชนิดมีสภาพเป็นเพียโซอิเล็กทริก แต่สารเพียโซอิเล็กทริกไม่จำเป็นจะต้องมีสภาพเป็นเฟร์โรอิเล็กทริก

ผลึกเฟร์โรอิเล็กทริกจะแสดงสมบัติของโมเมนต์คู่ควบ (dipole moment) ถึงแม้ว่าจะไม่มีสนามไฟฟ้าแล้วก็ตาม จากเหตุผลที่จุดศูนย์กลางประจุบวกของผลึกไม่ได้อยู่ในตำแหน่งเดียวกับประจุลบ มีผลทำให้เกิดโมเมนต์คู่ควบถาวรอยู่ในผลึกในสถานะเฟร์โรอิเล็กทริก และเมื่อนำสารเฟร์โรอิเล็กทริกมาอยู่ในสนามไฟฟ้าพร้อมทั้งลดสนามไฟฟ้าลงจนเป็นศูนย์ จะพบว่าโพลาริเซชันในสารเฟร์โรอิเล็กทริกจะไม่เป็นศูนย์ แต่มักจะเป็นศูนย์เมื่อ $E = E_c$ ดังแสดงในภาพที่ 2.11 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าสารนี้มีโมเมนต์คู่ควบถาวรอยู่แล้ว หรือแสดงให้เห็นว่าสารนั้นแสดงสภาพเป็นเฟร์โรอิเล็กทริกโดยไม่ต้องใช้สนามไฟฟ้าเลย

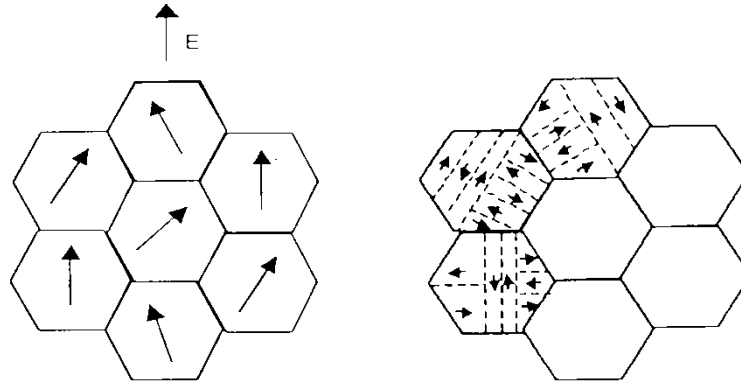


ภาพที่ 2.11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้า (E) กับโพลาไรเซชัน (P) ของสารเฟอร์โรอิเล็กทริก[59]

2.11.1 อุณหภูมิคูรี และการเปลี่ยนเฟส (Curie temperature and phase transition) [59,63] การเปลี่ยนแปลงของเฟสในสารเฟอร์โรอิเล็กทริก จะสอดคล้องกับการเกิดการเปลี่ยนแปลงของโครงสร้างผลึก ซึ่งเป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ และโพลาไรเซชันทางไฟฟ้าของวัสดุ อุณหภูมิคูรี (Curie temperature, T_c) เป็นอุณหภูมิที่เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของเฟสจากพาราอิเล็กทริกเฟส (paraelectric phase) ที่อุณหภูมิ $T > T_c$ ซึ่งวัสดุจะไม่แสดงสมบัติความเป็นโพลาไรเซชันแบบเกิดขึ้นเอง (spontaneous polarization) ไปยังเฟสของเฟอร์โรอิเล็กทริก (ferroelectric phase) ที่อุณหภูมิ $T < T_c$ ซึ่งวัสดุจะแสดงสมบัติโพลาไรเซชันแบบเกิดขึ้นเอง อีกทั้งค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (relative permittivity) ของวัสดุจะมีการเปลี่ยนแปลงและมีค่าเพิ่มขึ้นสูงสุดที่อุณหภูมิคูรีด้วย ที่อุณหภูมิที่สูงกว่าอุณหภูมิคูรี โครงสร้างเฟสจะมีลักษณะเป็นพาราอิเล็กทริก และจะไม่มีการแสดงสมบัติความเป็นเฟอร์โรอิเล็กทริกใดๆ ออกมา ซึ่งโครงสร้างเฟอร์โรอิเล็กทริกจะเกิดขึ้นจากการบิดเบี้ยว หรือเสียรูปร่างไปของโครงสร้างพาราอิเล็กทริก โดยที่โครงสร้างเฟอร์โรอิเล็กทริกจะมีความสมมาตรของโครงสร้างที่น้อยกว่าโครงสร้างพาราอิเล็กทริก ที่อุณหภูมิต่ำกว่าอุณหภูมิคูรี ไอออนจะมีการเคลื่อนที่ในตำแหน่งที่สมดุล ซึ่งจะทำให้เกิดโพลาไรเซชันแบบเกิดขึ้นเองเกิดขึ้น

2.11.2 โพลาไรเซชัน (Polarization) [59,60,62] หากพิจารณาสารเซรามิก ที่ประกอบด้วยผลึกขนาดเล็กที่มีทิศทางของไดโพลต่างกัน การที่ไดโพลเรียงตัวไม่เป็นระเบียบ มีผลทำให้เซรามิกไม่สามารถแสดงสมบัติทางไฟฟ้า แต่เมื่อมีการให้สนามไฟฟ้าเข้าไป จะเป็นการ

สร้างขั้วให้แก่สารซึ่งจะทำให้เกิดโพลาไรเซชันหรือทำให้ไดโพลภายในเนื้อสารมีทิศทางที่ใกล้เคียงกัน หรือมีทิศทางเดียวกับทิศทางของสนามไฟฟ้าที่ให้เข้าไป ดังแสดงในภาพที่ 2.12 จึงทำให้วัสดุเซรามิกสามารถเพิ่มสมบัติการเป็นเพียโซอิเล็กทริก และสมบัติทางไฟฟ้าได้



ภาพที่ 2.12 แสดงการจัดเรียงไดโพลภายในเนื้อสารก่อน และภายหลังการให้สนามไฟฟ้า [62]

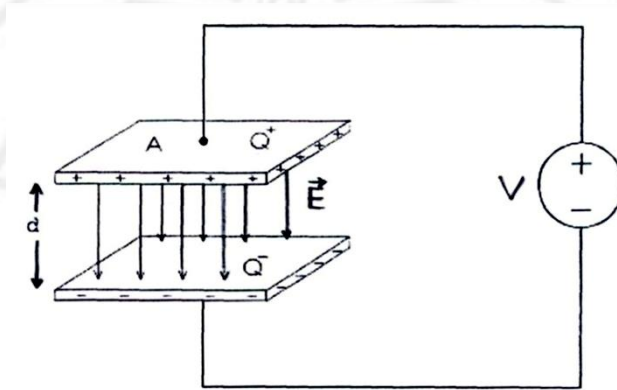
2.11.3 สมบัติไดอิเล็กทริก (Dielectric properties) [59,61,62] วัสดุไดอิเล็กทริกถือได้ว่าเป็นวัสดุที่มีความสำคัญเป็นอย่างมากในทางอุตสาหกรรม โดยทั่วไปแล้ววัสดุไดอิเล็กทริกจะมีสมบัติเป็นฉนวนไฟฟ้าซึ่งไม่นำไฟฟ้า แต่จะมีความแตกต่างจากฉนวนไฟฟ้าโดยทั่วไปคือมีความสามารถในการเก็บประจุไฟฟ้า ซึ่งค่าความสามารถในการกักเก็บประจุไฟฟ้าของสารไดอิเล็กทริกนี้จะเรียกว่า ค่าความจุไฟฟ้า (capacitance) เมื่อทำการให้สนามไฟฟ้าแก่สารไดอิเล็กทริก สารไดอิเล็กทริกจะเกิดโพลาไรเซชันขึ้น โดยมีค่าเท่ากับผลรวมของโพลาไรเซชันต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร (net polarization/unit volume) ซึ่งถ้ามีค่าโพลาไรเซชันสูงจะส่งผลให้สารไดอิเล็กทริกมีค่าความจุไฟฟ้าสูงขึ้นตามไปด้วย สมบัติทางไดอิเล็กทริกนี้มีพารามิเตอร์ที่สำคัญซึ่งเกี่ยวข้องอยู่ 4 ตัวคือ ค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (relative permittivity; ϵ_r) ค่าความสูญเสียไดอิเล็กทริก (dielectric loss; $\tan\delta$) แฟกเตอร์กลไฟฟ้าคู่ควบ (electromechanical coupling factor; k) และค่าคงที่ความถี่ (frequency constant; N)

2.11.4 ค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (Relative permittivity; ϵ_r) [59,61,62,63] จากภาพที่ 2.13 แสดงภาพตัวเก็บประจูง่ายๆ คือเป็นแผ่นขนานที่ทำด้วยโลหะ โดยมีระยะห่างเท่ากับ d พื้นที่ของแผ่นเท่ากับ A และระหว่างห่างแผ่นขนานจะเป็นสุญญากาศ เมื่อให้ศักย์ไฟฟ้า V คร่อมแผ่นขนานของโลหะทั้งสอง แผ่นโลหะแผ่นหนึ่งจะเป็นแผ่นประจุ $+Q$ และอีกแผ่นหนึ่งจะเป็นแผ่นประจุ $-Q$ โดยค่าประจุนี้จะเป็นสัดส่วนกับ V ดังสมการ 2.1

$$Q = CV \quad (2.1)$$

หรือ $C = \frac{Q}{V}$ (2.2)

เมื่อ C คือ ค่าความจุไฟฟ้า (capacitance) มีหน่วยเป็นคูลอมบ์ต่อโวลต์ (C/V) หรือ ฟารัด (F)



ภาพที่ 2.13 ตัวเก็บประจุของแผ่นคู่ขนานเมื่อไม่มีสารไดอิเล็กทริก [64]

สารไดอิเล็กทริกเป็นฉนวนที่ใช้ทำหน้าที่คั่นระหว่างตัวนำของตัวเก็บประจุ เพื่อกันให้ความหนาแน่นประจุสูงขึ้นกว่าแก๊สรวมของอากาศ โดยมีค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (relative permittivity) เป็นตัวเลขที่บอกให้ทราบว่าค่าความจุของตัวเก็บประจุที่ใช้สารไดอิเล็กทริกจะเพิ่มขึ้นเป็นกี่เท่าของตัวเก็บประจุนอกอากาศ ดังสมการ 2.3

$$C = \epsilon C_0 \quad (2.3)$$

เมื่อ C_0 คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุของตัวเก็บประจุสุญญากาศ

C คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุที่มีสารไดอิเล็กทริก

ϵ คือ ค่าสภาพยอมของในสุญญากาศ

โดยปกติค่าสภาพยอมจะแสดงเป็นค่าสัมพัทธ์ (ϵ_r) เทียบกับค่าสภาพยอมของสุญญากาศ (ϵ_0) คือ

$$\mathcal{E} = \mathcal{E}_0 \mathcal{E}_r \quad (2.4)$$

เมื่อ \mathcal{E}_0 คือ ค่าสภาพยอมของสุญญากาศมีค่า 8.854×10^{-12} ฟารัดต่อเมตร

\mathcal{E}_r คือ ค่าสภาพยอมสัมพัทธ์หรือค่าคงที่ไดอิเล็กทริก

และจากความสัมพันธ์ $C = Q/V$ สำหรับที่ไม่มีสารไดอิเล็กทริกจะได้ว่า

$$C = C_0 \frac{\mathcal{E}_0 A}{d_0} \quad (2.5)$$

เมื่อ A คือ พื้นที่หน้าตัดของแผ่นไดอิเล็กทริก

d_0 คือ ระยะห่างระหว่างแผ่นคู่ขนานที่ไม่มีสารไดอิเล็กทริก

สำหรับตัวเก็บประจุที่มีสารไดอิเล็กทริกที่มีค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ \mathcal{E}_r จะได้ว่า

$$C = \frac{\mathcal{E}_r \mathcal{E}_0 A}{d} \quad (2.6)$$

เมื่อ \mathcal{E}_0 คือ ค่าสภาพยอมของสุญญากาศมีค่า 8.854×10^{-12} ฟารัดต่อเมตร

\mathcal{E}_r คือ ค่าสภาพยอมสัมพัทธ์

C คือ ค่าความจุของตัวเก็บประจุที่มีสารไดอิเล็กทริก

เมื่อ A เป็นพื้นที่หน้าตัดของแผ่นไดอิเล็กทริก

เมื่อ d เป็นความหนาของสารไดอิเล็กทริก

ความจุไฟฟ้าบอกถึงความสามารถในการเก็บประจุ ยิ่งมีความจุไฟฟ้ามากเท่าใดยิ่งเก็บประจุได้มากเท่านั้น ถ้าหากตัวเก็บประจุมีขนาดพื้นที่หน้าตัดมากกว่าระยะห่างระหว่างแผ่นคู่ขนาน จะทำให้ความจุไฟฟ้ามีค่าเป็นไปดังสมการ 2.10 การมีไดอิเล็กทริกอยู่ในตัวเก็บประจุ จะช่วยเพิ่มพลังงานสะสมในตัวเก็บประจุให้สามารถสร้างตัวเก็บประจุขนาดเล็กแต่ความจุไฟฟ้าสูงได้

2.11.5 ค่าความสูญเสียไดอิเล็กทริก (Dielectric Loss; $\tan\delta$) [59,61,62] ค่าความสูญเสียไดอิเล็กทริก (dielectric loss, $\tan\delta$) สำหรับเซรามิกนั้นเป็นค่าความสูญเสียที่เกิดขึ้นจากการ

ให้พลังงานไฟฟ้าแล้วเกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานไปเป็นรูปแบบอื่นๆ เช่น เปลี่ยนแปลงเป็นพลังงานความร้อน เป็นต้น ซึ่งสามารถประมาณได้จากสัดส่วนของความได้เปรียบทางพลังงานของวงจรแผ่นตัวนำคู่ขนาน และสามารถวัดได้จากวงจรอิมพีแดนซ์ ซึ่งปริมาณของค่าความสูญเสียไดอิเล็กตริกนั้นสามารถประมาณได้ในช่วงความถี่ 1 กิโลเฮิร์ตซ์ ถึง 1 เมกะเฮิร์ตซ์

2.12 สรุปสาระสำคัญจากเอกสารที่เกี่ยวข้อง

ในปีค.ศ. 2001 Zakharov และ Orlovski [65] ได้ทำการศึกษาอิทธิพลของอุณหภูมิต่อสภาพยอมสัมพัทธ์ไดอิเล็กตริกและการสูญเสียไดอิเล็กตริกของเซรามิก $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ซึ่งสภาพในช่วงอุณหภูมิระหว่าง 20-500 องศาเซลเซียส ในงานวิจัยนี้ได้นำเสนอผลไดอิเล็กตริกของเซรามิกที่มีค่าผิดปกติซึ่งค่าเหล่านี้จะถูกนำมาคำนวณหาโครงสร้างของผลึกในไฮดรอกซีอะพาไทต์ และหาการเกิดรูปแบบความบกพร่องในชิ้นงานเซรามิกเมื่อชิ้นงานเหล่านั้นมีการให้อุณหภูมิเข้าไปในชิ้นงานซึ่งพบว่าค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ไดอิเล็กตริกและการสูญเสียไดอิเล็กตริกนั้นขึ้นอยู่กับเงื่อนไขในการเตรียมชิ้นงานอย่างเด่นชัด โดยค่าทั้งสองนี้จะถูกกำหนดโดยลักษณะของโครงสร้างและชนิดของความบกพร่องซึ่งเกิดขึ้นในการเตรียม $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$

ในปีค.ศ. 2003 Legeros และคณะ [66] ได้ทำการผสมไฮดรอกซีอะพาไทต์ (HAp) กับเบตาไตรแคลเซียมฟอสเฟต (β -TCP) ในอัตราส่วนต่างกัน ซึ่งจากการทดลองพบว่าหมู่อะพาไทต์จะหายไปเมื่อทำการซินเตอร์ที่อุณหภูมิ 700 องศาเซลเซียสขึ้นไป นอกจากนี้ยังพบว่ากลุ่มแคลเซียมแคลเซียมจะหายไปได้นั้น ขึ้นอยู่กับกระบวนการเตรียม การทำปฏิกิริยา สภาพความเป็นกรดต่าง (pH) และอุณหภูมิที่ใช้ในการเผาซินเตอร์ โดยในงานระบุว่าอัตราส่วนของ HAp/ β -TCP ถูกกำหนดโดยการขาดหายไปของแคลเซียมในหมู่อะพาไทต์

ไบฟาสิกแคลเซียมฟอสเฟต (Biphasic calcium phosphate; BCP) จะใช้สำหรับเป็นวัสดุทางเลือกทดแทนกระดูกและฟันที่สามารถทำให้กระดูกสามารถเติบโตขึ้นเองโดย BCP สามารถนำมาใช้ได้หลากหลาย รูปแบบ อาทิ รูปแบบผง (powder) แบบก้อน (bulk) โดยสามารถออกแบบให้เหมาะสมกับการใช้งาน รวมถึงการฉีดเข้าไปในพอลิเมอร์ นอกจากนี้ BCP สามารถใช้ทำผงขัด (Grit-blasting abrasive) เพื่อปรับปรุงพื้นผิววัสดุทดแทน นอกจากนี้ยังมีความคาดหวังว่าจะนำ BCP มาใช้ช่วยในงานการปลูกถ่ายเนื้อเยื่อ การขนส่งยา และการเจริญเติบโตของกระดูกได้

ในปีค.ศ. 2006 Lee และคณะ [67] ได้ทำการสังเคราะห์เบตาไตรแคลเซียมฟอสเฟตจากเปลือกไข่กับ โพลีเอทิลีน ไกลคอล (Polyethylene glycol, PEG) ซึ่งเปลือกไข่นั้นสามารถกลับมาเป็น

แคลเซียมออกไซด์ (CaO) ได้ง่ายโดยกระบวนการเผาแคลไซน์โดยการทดลองเริ่มจากการนำเปลือกไข่ที่ผ่านการเผาแคลไซน์มาผสมกับกรดฟอสฟอริก (Phosphoric acid) โดยการบดผสมด้วยลูกบอล (Ball-Milling method) จากนั้นนำผงที่ได้จากการเตรียมไปวิเคราะห์องค์ประกอบเฟส โดยเฟสที่เกิดขึ้นจะขึ้นอยู่กับอัตราส่วนโดยน้ำหนัก (wt%) ของการผสมระหว่างเปลือกไข่ที่ผ่านการเผาแคลไซน์ดีแล้วกับ PEG จากการตรวจสอบสารประกอบที่ได้จากการเตรียมพบว่า PEG สามารถเพิ่มความสามารถในการเผาผนึก (sinterability) ได้นอกจากนี้ผงเบตาไตรแคลเซียมฟอสเฟตที่ได้จากการซินเตอร์จะมีขนาดอนุภาคที่เล็กลงและเมื่อเทียบกับการสังเคราะห์โดยวิธีอื่นที่ไม่ใช่ PEG พบว่าวิธีนี้ทำให้ชิ้นงานที่ได้มีความแน่นตัวที่เพิ่มขึ้นในขณะที่ใช้อุณหภูมิการเผาผนึกต่ำลง โดยที่ไม่มีการเปลี่ยนเฟสไปเป็นแอลฟาไตรแคลเซียมฟอสเฟต

ในปีค.ศ. 2006 Viswanath และคณะ [68] ได้ศึกษาสมบัติเชิงกลของผลึกเดี่ยวของไตรแคลเซียมฟอสเฟต (tricalcium phosphate; TCP) โดยที่ผลึกจะมีขนาดระหว่าง 50-75 ไมโครเมตร โดยการตรวจสอบความแข็งด้วยหัวกดชนิดเพชรรูปกรวยที่มีขนาดไมโครเมตรและนาโนเมตรโดยไม่คำนึงถึงรอยแตกและสมมาตรของวัสดุ ซึ่งผลึกเชิงเดี่ยวนี้ (Single crystal) จะแสดงถึงการผิดรูปแบบถาวรที่บริเวณขอบของรอยกด ค่าความแข็งและมอดูลัสความยืดหยุ่นของชิ้นงานหาได้จากการใช้หัวกดที่มีขนาดนาโนเมตรและได้ทำการวิเคราะห์เทียบกับชิ้นงานที่มีรูปแบบหลายผลึก (polycrystalline) ของสารสองชนิดคือ HA และ β -TCP พบว่าความแข็งของรอยแตกจากการกดของผลึกเชิงเดี่ยว TCP นั้นมีค่ามากกว่าผลึกเชิงเดี่ยวของ HA ค่าที่สูงนั้นไม่ได้มีผลมาจากโครงสร้างผลึกหรือพื้นที่ผิวที่แตกต่างกันอย่างเดียวแต่ยังเกี่ยวข้องกับรอยแตกที่เชื่อมต่อกันเป็นเส้นในกลไกการเติบโตของรอยแตกอีกด้วย

ในปีค.ศ. 2010 Li และคณะ [69] ได้ทำการสังเคราะห์แบเรียมเซอร์โคเนียมไททานเตต (BZT) ซึ่งเป็นเซรามิกที่ไม่มีสารตะกั่วอันเป็นปัญหาต่อสิ่งแวดล้อม โดยการเตรียมด้วยปฏิกิริยาสถานะของแข็ง (solid state reaction) โดยสารตัวอย่างมีโครงสร้างเพอโรฟสไกต์ (perovskite) จากการทดลองพบว่าปริมาณของเซอร์โคเนียมแม้เพียงเล็กน้อยก็สามารถส่งผลกระทบต่อโครงสร้างจุลภาคเป็นอย่างมากใน BZT โครงสร้างจุลภาคของวัสดุชนิดนี้มีขนาดเกรนเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 30 ไมโครเมตร โดยจะมีค่าเพียโซอิเล็กทริก (Piezoelectric ; d_{33}) ที่สูงเท่ากับ 208 พิโคคูลอมบ์ต่อนิวตันค่าสัมประสิทธิ์คู่ควบทางไฟฟ้า (coupling coefficient ; K_p) เท่ากับร้อยละ 31.5 และเฟกเตอร์คุณภาพเชิงกล (Mechanical quality factor ; Q_m) เท่ากับ 500

ในปีค.ศ. 2011 Jarupoom และคณะ [70] ได้ทำการประดิษฐ์เซรามิกแบเรียม-เซอร์โคเนียมไททานเตตที่เจือด้วย B_2O_3 ด้วยวิธีการอบอ่อน (Annealing) ที่อุณหภูมิ 1000 องศาเซลเซียส ใช้เวลา 4-6

ชั่วโมงเพื่อที่จะปรับปรุงคุณสมบัติทางไฟฟ้า ซึ่งปรากฏว่ามีค่าสมบัติทางเฟอร์โรอิเล็กทริกลดลงเพียงเล็กน้อยแต่กลับช่วยเพิ่มสมบัติทางเฟอร์โรอิเล็กทริกให้ดีขึ้นได้ ภายหลังจากได้ทำการอบอ่อนแล้วเป็นเวลา 8 ชั่วโมง ซึ่งเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบของสารหลังจากการอบอ่อนแล้วนั่นเอง



ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved