

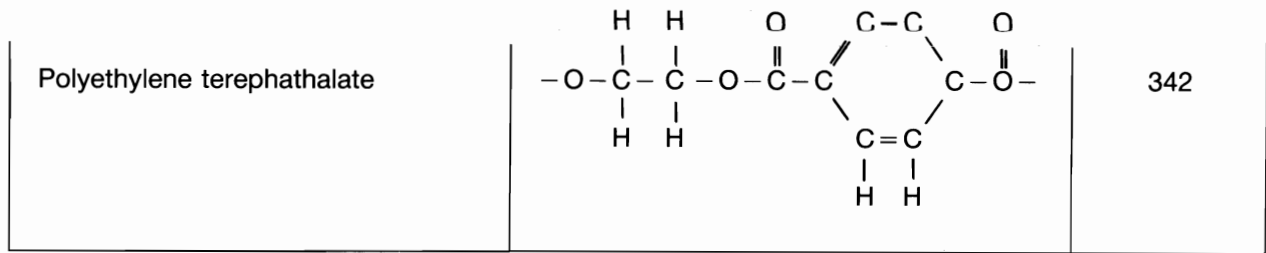
การใช้ประโยชน์วัสดุพอลิเมอร์ในการผ่าตัดกระดูก

อาจารย์ ดร.ดาวัลย์ วัชรณะเดช
ภาควิชาวิศวกรรมเหมืองแร่และธรณีวิทยา
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พอลิเมอร์ได้ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในการผ่าตัดกระดูก (Orthopaedic Surgery) มามากกว่า 30 ปีแล้ว ที่นิยมใช้กัน ได้แก่ พอลิเอทิลีน พอลิโพรไพลีน พอลิเตตระฟลูออโรเอทิลีน พอลิเมทิลเมทาครีเลต ฯลฯ ดังตัวอย่างแสดงในตารางที่ 1⁽¹⁾

Table 1 Structures of some commonly used orthopaedic polymeric materials

Polymer	Repetitive Structure	Tg(K)
Polyethylene	$\begin{array}{cccc} \text{H} & \text{H} & \text{H} & \text{H} \\ & & & \\ -\text{C} & -\text{C} & -\text{C} & -\text{C}- \\ & & & \\ \text{H} & \text{H} & \text{H} & \text{H} \end{array}$	153
Polypropylene	$\begin{array}{cccc} \text{H} & \text{CH}_3 & \text{H} & \text{H} \\ & & & \\ -\text{C} & -\text{C} & -\text{C} & -\text{C}- \\ & & & \\ \text{H} & \text{H} & \text{H} & \text{CH}_3 \end{array}$	260
Polytetrafluoroethylene (PTFE)	$\begin{array}{cccc} \text{F} & \text{F} & \text{F} & \text{F} \\ & & & \\ -\text{C} & -\text{C} & -\text{C} & -\text{C}- \\ & & & \\ \text{F} & \text{F} & \text{F} & \text{F} \end{array}$	399
Polymethylmethacrylate (PMMA)	$\begin{array}{cccc} \text{H} & \text{CH}_3 & \text{H} & \text{CH}_3 \\ & & & \\ -\text{C} & -\text{C} & -\text{C} & -\text{C}- \\ & & & \\ \text{H} & \text{CO} & \text{H} & \text{CO} \\ & & & \\ & \text{OCH}_3 & & \text{OCH}_3 \end{array}$	378
Polyamide (nylon 66)	$\begin{array}{cccc} \text{H} & \left[\begin{array}{c} \text{H} \\ \\ \text{C} \\ \\ \text{H} \end{array} \right]_6 & \text{H} & \text{O} \\ & & & \\ -\text{N} & - & \text{N} & -\text{C}- \\ & & & \\ & & & \left[\begin{array}{c} \text{H} \\ \\ \text{C} \\ \\ \text{H} \end{array} \right]_4 \\ & & & \\ & & & \text{O} \\ & & & \\ & & & \text{C}- \end{array}$	323



N.B. $T_g(K)$ = glass transition temperature in degree kelvin

โดยทั่วไปพอลิเมอร์ที่ใช้ในการผ่าตัดกระดูกจะใช้เป็นส่วนประกอบของข้อต่อเทียม (joint surface components) หรืออาจใช้ในซีเมนต์เชื่อมกระดูก (bone cements) ในลักษณะของ “grouting agents” ดังรายละเอียดที่จะกล่าวต่อไป

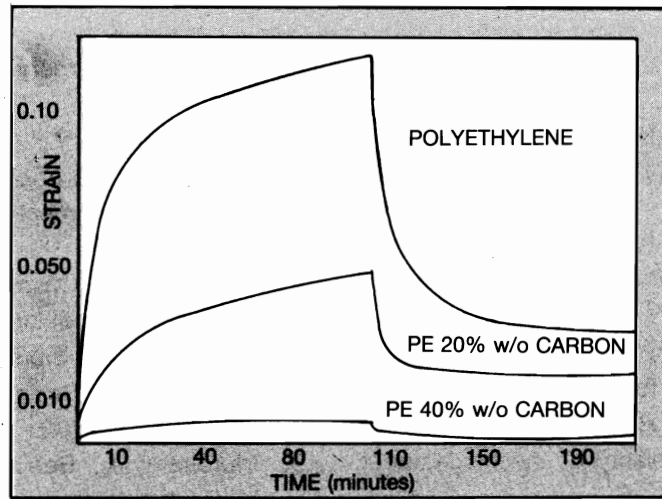
Joint Surface Components ในการผ่าตัดข้อต่อสะโพกและเข่า โดยใช้ชิ้นส่วนพอลิเมอร์-โลหะ เป็นที่นิยมกันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากชิ้นส่วนพอลิเมอร์-โลหะมีสัมประสิทธิ์ความเสียดทานต่ำกว่าชิ้นส่วนโลหะ-โลหะ ดังแสดงในตารางที่ 2⁽²⁾ นอกจากนี้ชิ้นส่วนพอลิเมอร์-โลหะยังช่วยลดอัตราและสารพิษที่เกิดจากการสึกกร่อนของโลหะได้อีกด้วย

Table 2 Coefficients of friction for metal-metal and metal-polymer implants.

Materials	Lubricant	Coefficient of friction
Cast cobalt-chromium alloy (metal-on-metal)	Dry	0.80
	Distilled H ₂ O	0.38
	Synovial fluid	0.16
	Globulin solution	0.16
	Albumin solution	0.18
	In vivo	0.04
Cast cobalt-chromium alloy against high density polyethylene	Synovial fluid	
	In vitro	0.04
	In vivo	0.02
AISI 316 alloy against high density polyethylene	Synovial fluid	
	In vitro	0.10
	In vivo	0.02
Cartilage-on-cartilage	In vivo	0.006

พอลิเมอร์ที่ใช้เป็นส่วนประกอบของข้อต่อเทียม โดยทั่วไปนิยมใช้พอลิเอทิลีนชนิดความหนาแน่นสูง (high density polyethylene, HDPE) ซึ่งเสริมแรงด้วยเส้นใยคาร์บอน Scilippa และ Piekarsaki⁽³⁾ พบว่าเมื่อเสริมแรง HDPE ด้วยเส้นใยคาร์บอน 20% โดยน้ำหนัก ค่า tensile strength เพิ่มขึ้นประมาณ 2 เท่า และเมื่อเสริม

แรงด้วยเส้นใยคาร์บอน 40% ค่า elastic modulus จะสูงถึง 2.48×10^6 ps ซึ่งใกล้เคียงค่า elastic modulus ของกระดูกจริง นอกจากนี้ยังพบว่า เมื่อเสริมแรงด้วยเส้นใยคาร์บอน creep properties ดีขึ้นมาก ดังแสดงในรูปที่ 1



Grouting Agents พอลิเมอร์ที่นิยมใช้ใน bone cements คือ พอลิเมทิลเมทอะครีเลต (PMMA) แม้ว่า PMMA จะไม่ได้ถูกใช้ในลักษณะของกาว (adhesive) แต่จะใช้ในลักษณะของ grouting agent คือ ใช้บรรจุในโพรงกระดูกเพื่อยึดและรับแรงกดจากชิ้นกระดูกเทียมก็ตาม โดยทั่วไปก็นิยมกล่าวถึง PMMA ในนามของ “bone cement”

PMMA ถูกนำมาใช้เป็น bone cement ในการผ่าตัดกระดูกเป็นครั้งแรกราวต้นปี 1960 โดย Charnley⁽⁴⁾ Bone cement ที่ใช้ประกอบด้วยส่วนที่เป็นของเหลวกับส่วนที่เป็นผง ส่วนที่เป็นของเหลวคือ เมทิลเมทอะครีเลตโมโนเมอร์เป็นหลัก ผสมด้วยไฮโดรควิโนน (ป้องกันการเกิดพอลิเมอร์ไรเซชัน) และ N, N-dimethyl-P-toluidine (เร่งให้เกิดพอลิเมอร์ไรเซชันที่อุณหภูมิต่ำ) ส่วนที่เป็นผง คือส่วนผสมของ methylmethacrylate-styrene copolymer กับ polymethylmethacrylate และอาจเติมแบเรียมซัลเฟต เพื่อให้ bone cement ชุ่ม (radio-paque) สะดวกแก่การตรวจสอบด้วยรังสีเอกซ์

อย่างไรก็ตามแม้ว่า PMMA จะเป็นที่ยอมรับและใช้ใน bone cements กันอย่างแพร่หลาย นักวิจัยหลายท่านก็ยังประสบปัญหาบางประการเกี่ยวกับความไม่เหมาะสมทั้งด้านคุณภาพเชิงกลและชีวภาพ เนื่องจาก PMMA เป็นวัสดุที่ค่อนข้างเปราะ มีค่า tensile strength เพียงประมาณ $26 \text{ MN m}^{-3/2}$ และค่า fraction toughness เพียง $1.2 \text{ MN m}^{-3/2}$ ประกอบกับความร้อนที่เกิดขึ้น (exotherm) ขณะเกิดพอลิเมอร์ไรเซชันค่อนข้างสูง เป็นผลให้เซลล์เนื้อเยื่อข้างเคียงถูกทำลาย ดังนั้นนักวิจัยหลายท่านจึงพยายามปรับปรุงคุณภาพของ bone cements โดยการเสริมแรง PMMA ด้วยวัสดุชนิดต่างๆ อาทิเช่น

ลวดโลหะ (metal wires), เส้นใยคาร์บอน (carbon fibres), เส้นใยอะรามิด (aramid fibres), เม็ดแก้ว (glass spheres), ผงยาง (rubber particles) และผงกระดูก (hydroxyapatite)

ตัวอย่างงานวิจัยดังกล่าวได้แก่ การเสริมแรงด้วยโลหะผสมทิตาเนียม (titanium alloy) ในรูปของตาข่าย (mesh), เส้นลวด (wire) และผง (powder) โดย Schnur และ Lee⁽⁵⁾ การเสริมแรงด้วยเส้นใยคาร์บอน โดย Pillar et al⁽⁶⁾ การเสริมแรงด้วยผงไฮดรอกซีอะพาไทต์ โดย Park et al⁽⁷⁾ และ Castaldini et al⁽⁸⁾ การเสริมแรงด้วยเส้นใยไฮดรอกซีอะพาไทต์ โดย Murakami et al⁽⁹⁾ การเสริมแรงด้วย rubber particles โดย Murakami et al⁽¹⁰⁾ และอื่นๆ

เนื่องจาก PMMA ยังมีปัญหาดังกล่าวข้างต้น นักวิจัยหลายท่านจึงพยายามทดลองผสม PMMA กับพอลิเมอร์ชนิดอื่น หรืออาจใช้พอลิเมอร์ชนิดอื่นแทน PMMA ตัวอย่างเช่น Weightman et al⁽¹¹⁾ ได้ทำการทดลองโดยใช้ PEMA (พอลิเอทิลเมทอะครีเลต) แทน PMMA ปรากฏว่า bone cement ที่ได้ค่อนข้างอ่อนเกินไป คือมีค่า tensile strength เพียงครึ่งหนึ่ง และมีค่า ductility (% elongation at fracture) ประมาณ 5-10 เท่าของ PMMA bone cement ซึ่งมีผลให้เกิดการจมตัวของกระดูกเทียมในโพรงกระดูกได้ง่ายเมื่อเวลาผ่านไป

อย่างไรก็ตามหากมีการเสริมแรง PEMA bone cements ด้วยวัสดุต่างๆ ทำนองเดียวกับการเสริมแรง PMMA bone cements ดังกล่าวข้างต้น PEMA ก็น่าจะมีแนวโน้มเป็นวัสดุพอลิเมอร์ที่เหมาะสมในการใช้งานใน bone cement ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Mears, D.C.; Materials and Orthopaedic Surgery, Williams and Wilkins (1979) P.65, Tables 2-5
2. Mears, D.C.; Materials and Orthopaedic Surgery, Williams and Wilkins (1979) P.517, Tables 13-15
3. Sclipa E., Piekarski K: Carbon fiber reinforced polyethylene for possible orthopaedic uses. J Biomed Mat Res 7 : 59-70, 1973.
4. Charnley J : Anthroplasty of the hip. Lancet 1129-1132, 1961.
5. Schnur D.S., Lee D. : Stiffness and inelastic deformation in acrylic-titanium composite implant materials under compression. J Biomed Mat Res 17 : 973-991, 1983
6. Pilliar R.M., Blackwell R., Macnab J, Cameron HU : Carbon fiber reinforced bone cement in orthopaedic surgery. J. Biomed Mat Res 10 : 893-906, 1976.
7. Park H.C., Lui. Y.K. Lakes R.S. : The mechanical properties of bone particle impregnated PMMA, J. Biomechanical Eng., 108 : 141-148, 1986.
8. Castaldini A., Cavallini A., Moroni A., Olmi R : Young's Modulus of hydroxyapatite mixed bone cement, Biomaterials and Biomechanics, Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam, 427-432.
9. Murokami A., Behiri J.C. and Bonfield W : HAP Fibre reinforced bone cement in press.
10. Murakami A., Behiri J.C. and Bonfield W : Rubber-modified bone cement, J Mat Sci, 23 : 2029-2036, 1988.
11. Weightman B., Freeman M.A.R., Revell P.A., Braden M : J Bone and Joint Surgery, 69B : 558-564, 1987.