

ความก้าวหน้าในการใช้ซีเมนต์กระดูกในการผ่าตัด

ทวีชัย เตชะพงศ์วรชัย*

**Tejatongvorachai T. Bone cement : clinical applications and recent development.
Chula Med J 2002 Oct; 46(10): 777 - 82**

In orthopaedic surgery, bone cement is going to be widely used in many different parts. There is equally no doubt that its use will produce some complications which might be serious and threatening. The progress and development of science with the new bone cement should solve these problems.

Key words : Bone cement, Orthopaedics.

Reprint request : Tejatongvorachai T. Department of Orthopaedic, Faculty of Medicine,
Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand.

Received for publication: March 5, 2002.

วัตถุประสงค์

1. เพื่อให้ทราบพื้นฐาน โครงสร้าง ตลอดจนคุณสมบัติต่าง ๆ ของซีเมนต์กระดูกและการใช้งานในทางออร์โธปิดิกส์
2. เพื่อให้รู้การพัฒนาและความก้าวหน้าของซีเมนต์กระดูกแบบใหม่

วัสดุชีวภาพ (biomaterials) ที่ใช้เป็นวัสดุฝังในกระดูกในทางออร์โธปิดิกส์ส่วนใหญ่ ได้แก่ โลหะ (metal) โพลีเมอร์ (polymer) และเซรามิกส์ (ceramics) โดยกลุ่มโพลีเมอร์จะประกอบด้วย polyethylene และ bone cement bone cement หรือซีเมนต์กระดูก ถูกสังเคราะห์ขึ้นครั้งแรกตั้งแต่ปี ค.ศ. 1843 และ Sir. John Charnley เป็นผู้นำซีเมนต์กระดูกมาใช้ในการผ่าตัดทางออร์โธปิดิกส์อย่างกว้างขวางตั้งแต่ปี ค.ศ.1958⁽¹⁾ และ Knight นำซีเมนต์กระดูกมายึดกระดูกสันหลัง ตั้งแต่ปี ค.ศ.1959 โดยซีเมนต์กระดูกที่ใช้คือ PMMA (Polymethylmethacrylate)

สูตรโครงสร้างของ PMMA⁽²⁾ คือ R.CH₂-C(CH₃), COO(CH₃) ซึ่งแยกส่วนผสมเป็น 2 ส่วน ประกอบด้วยส่วนที่เป็นผงของโพลีเมอร์ และส่วนที่เป็นของเหลวของโมโนเมอร์ ซึ่งอัตราส่วนของส่วนที่เป็นผง และส่วนที่เป็นของเหลว รวมทั้งชนิดของโพลีเมอร์ และโมโนเมอร์ที่ใช้จะแตกต่างกันแล้ว แต่บริษัทที่ผลิต เช่น CMW ที่ใช้โดย Charnley ประกอบด้วยส่วนที่เป็นของเหลว 97.9 % MMA, 2 % DMPT และ 0.1 % Hydroquinone ส่วนที่เป็นผงประกอบด้วย 97% PMMA 2 % benzoyl peroxide สารแต่งสี (pigment) และส่วนผสมอื่น ๆ 1 % ส่วนที่เป็นผงประกอบด้วย 2 รูปแบบ ส่วนหนึ่งเป็นก้อนกลมเล็ก ๆ (spherical beads) และที่เหลืออยู่ในรูปของผง (ground amorphous) เมื่อเกิด polymerization ส่วนที่เป็นเม็ดเล็ก ๆ จะจับตัวกัน มีขนาดตั้งแต่ 10 - 80 ไมครอน และฝังตัวเข้าไปบนผิวภายในกระดูก⁽³⁾

Bone cement หรือซีเมนต์กระดูก ไม่มีคุณสมบัติของกาว ไม่มีแรงยึดเกาะระหว่างผิว แต่ทำหน้าที่เป็นตัวสอดแทรก (space filling) เพื่อกระจายแรงและลดความเข้มข้นของแรงที่พื้นผิว การยึดระหว่างซีเมนต์กระดูกกับกระดูกเป็นการยึดด้วยการล็อกโดยการฝังตัวของซีเมนต์กระดูกเข้าไปในโพรงกระดูกที่มีลักษณะเป็นช่อง ๆ ^(1,3)

การใช้ซีเมนต์กระดูกในทางออร์โธปิดิกส์ จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีส่วนผสมของสารทึบรังสี (radiopacity) เพื่อเป็นตัวบ่งบอกสำหรับตรวจสอบและติดตามผล โดยเฉพาะการเกิดการหลุดหลวม การแตกหักหรือเคลื่อนตัว

ของซีเมนต์กระดูก สารทึบรังสีที่ใช้ ได้แก่ Barium sulfate (Zimmer, LVC, CMW และ Simplex P) Zirconium oxide (Palacos R) โดยอัตราส่วนที่ใช้คือ 10 % โดยน้ำหนักของผงโพลีเมอร์ทั้งหมด ซึ่งพบว่าอัตราส่วนนี้ไม่มีผลต่อความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูก

ในแง่ของคุณสมบัติทางกลศาสตร์ ของซีเมนต์กระดูก พบว่าซีเมนต์กระดูกมี compressive strength 15,000 psi (50 % ของกระดูก) tensile strength 10,000 psi (25 % ของกระดูก) และ modulus of elasticity 0.3 x 10⁶ psi (15 % ของกระดูก)⁽⁴⁾

ปัจจัยที่มีต่อผลต่อความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูก

1. ความหนา (cement thickness) โดยที่ซีเมนต์กระดูก ทนต่อแรงเฉือน (shear) และแรงดึง (tension stress) ได้น้อย ในการใช้งานจึงต้องมีความหนาเพียงพอ ขณะเดียวกันซีเมนต์กระดูก ที่หนามาก จะคลายความร้อนออกมา มาก มีผลเป็นพิษต่อเซลล์ (cytotoxicity) มากขึ้น และยากต่อการใส่

2. การปนเปื้อนเลือด, ไขมันและเศษเนื้อ (blood, fat and debris) จากการศึกษาของ Gruen พบว่า⁽⁵⁾ แรงดึง (Tensile strength) จะลดลงมากกว่า 50 % เมื่อมีเลือดผสมอยู่มาก ๆ ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยการให้แรงดันระหว่างที่ซีเมนต์กระดูกแข็งตัว รวมทั้งการใช้การดมยาที่ความดันโลหิตต่ำ (hypotensive anesthesia), การล้างด้วยน้ำผสมอิพิเนฟริน (epinephrine rinse), การชะล้างกระดูกด้วยแรงดันสูง (jet lavage), การดูดน้ำ (suction), การมีท่อระบายออกที่ส่วนปลาย (distal venting) เป็นต้น

3. วิธีผสม (Mixing techniques) การผสมโดยการตีซีเมนต์กระดูกแรง ๆ เร็ว ๆ จะทำให้ซีเมนต์กระดูก มีรูพรุน (porosity) มากและความแข็งแรงลดลง การปั่น (centrifugation) และการใช้สุญญากาศ สามารถลดรูพรุนของซีเมนต์กระดูก การปั่น จะได้ผลดีกับซีเมนต์กระดูกที่มีความเหลว เช่น Simplex P พบว่าสามารถลดรูพรุนลงประมาณ 10 % ในขณะที่การใช้สุญญากาศประมาณ (partial vacuum) 400 - 730 มิลลิเมตรปรอทจะลดรูพรุน

ลง 1 % และพบว่าการใช้สุญญากาศ 500 - 550 มิลลิเมตร
ปรอท ร่วมกับความเร็วในการปั่น 2 รอบต่อวินาที จะให้
ผลลดรูพรุนที่ดีที่สุด^(2,6-9)

4. การเกิดขึ้นของซีเมนต์กระดูก (Layering of cement) เกิดขึ้นหลังจากเริ่มผสมซีเมนต์กระดูก 5-7 นาที โดยเกิดจากขาดแรงดัน ทำให้ไซกระดูกและเลือดเข้ามาแทรกแทนที่⁽²⁾

5. ผลด้านสิ่งแวดล้อมขณะเตรียมซีเมนต์กระดูก (Environmental Effects) เช่น อุณหภูมิและ ความชื้นที่สูงขึ้นทำให้ความแข็งแรงลดลง⁽¹¹⁾

6. สารแต่งเติม (Additives) สารที่บ่งสีที่ผสมอยู่ (อัตราส่วนโดยทั่วไปคือ 2.5 gm/40 gm) จะลดความแข็งแรงลง ประมาณ 5-8 % โดยเฉพาะถ้าผสมสารที่บ่งสีในระหว่างการผ่าตัดจะผสมไม่สม่ำเสมอ เช่นเดียวกับการผสมยาปฏิชีวนะในซีเมนต์กระดูก อัตราส่วนของสารแต่งเติมที่ใช้ เช่น ยาปฏิชีวนะที่ใช้ประมาณ 1-2 กรัม ต่อ 20 กรัม ของซีเมนต์กระดูก จะไม่ทำให้ความแข็งแรงเปลี่ยนแปลงมากนัก แต่ถ้าเพิ่มเป็น 4-6 กรัมต่อ 20 กรัม จะทำให้ความแข็งแรงเปลี่ยนแปลงไปมาก และมีผลต่อการใช้งาน

7. ความสามารถทนต่อแรงของซีเมนต์กระดูก (Load bearing capacity of PMMA) รูปแบบของวัสดุที่ฝังในกระดูก (implant) ไม่ควรมีขอบที่มีแรงเค้นสูง (stress riser corner) เช่น ขอบคมทำให้ซีเมนต์กระดูกมีแรงเค้นตรงขอบคม และทำให้เกิดการแตกของซีเมนต์กระดูกง่ายขึ้น

8. ความหนืด (Viscosity) ซีเมนต์กระดูกที่มีความหนืดน้อย จะมีรูพรุน (porosity) ลดลงระหว่างการเตรียม ทำให้มีความแข็งแรงมากขึ้น

9. อายุการใช้งาน Lee⁽¹¹⁾ พบว่าความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกจะเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ ในสัปดาห์แรกหลังจากนั้นจะลดลง และลดลงประมาณ 10 % ในเวลา 10 ปี

10. ความแข็งแรงของกระดูกและการยึดเกาะระหว่างกระดูกกับซีเมนต์กระดูก (Bone strength and fixation strength) ถ้ากระดูกที่ติดกับซีเมนต์กระดูกอยู่มีพยาธิสภาพ⁽¹²⁾ เช่น กระดูกพรุน หรือเนื้องอกกระดูก การ

ยึดของซีเมนต์กระดูกกับกระดูกจะไม่แข็งแรงจึงควรหูดเอา ส่วนของกระดูกพรุนและเนื้องอกออกก่อน

11. การหดตัวของซีเมนต์กระดูก (Shrinkage)

การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรของซีเมนต์กระดูก ระหว่างการผสมซีเมนต์กระดูกประกอบด้วย การหดตัวของเนื้อซีเมนต์กระดูก การขยายและหดตัวจากอุณหภูมิที่สูงขึ้น ซึ่งโดยทั่วไปผลสุดท้ายจะมีการหดตัวประมาณ 3-10 % ของมวลทั้งหมด

ผลข้างเคียงของ Bone cement

การเกิดภาวะการไหลเวียนโลหิตล้มเหลวหรือหัวใจหยุดเต้น (cardiovascular collapse or cardiac arrest)⁽¹³⁾ เกี่ยวข้องกับการใช้ซีเมนต์กระดูก โดยอาจจะเกิด ความดันโลหิตลดลงหลังการใส่ซีเมนต์กระดูก ประมาณ 30-75 วินาที ซึ่งในช่วงนี้ยังไม่พบสาร methylmethacrylate ในกระแสเลือดจึงเชื่อว่าการไหลเวียนโลหิตล้มเหลว (cardiovascular collapse) น่าจะเกิดจากไขมันหรือส่วนของไซกระดูกเข้าไปในโพรงกระดูก แล้วถูกดันเข้าสู่กระแสเลือดซึ่งพิษสูงจากการตรวจพบไขมัน และส่วนของไซกระดูกในปอดผู้เสียชีวิต การใส่ซีเมนต์กระดูกทำให้ความดันเพิ่มสูงขึ้นในกระดูกต้นขา (femoral canal) ซึ่งอาจสูงถึง 900 มิลลิเมตรปรอท นอกจากนี้มีการทดลองใช้ radioactive albumin ใสในกระดูกต้นขา ก่อนใส่ซีเมนต์กระดูก และเมื่อใส่ซีเมนต์กระดูกจะตรวจพบ albumin ที่ปอดใน 10 -120 วินาที⁽¹⁴⁾

Tronzo⁽¹⁴⁾ พบว่าการใช้ท่อระบายส่วนปลาย (distal venting) เป็นการช่วยลดแรงดันในโพรงกระดูก (intramedullary pressure) และป้องกันการเกิด embolism และหัวใจหยุดเต้นได้ ขณะเดียวกันมีการทดลองในสัตว์ โดยพบว่าสาร methylmethacrylate มีผลโดยตรงทำให้เกิดการขยายตัวของหลอดเลือดส่วนปลายและการกดการทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจด้วย

ตัวอย่าง การใช้ซีเมนต์กระดูกในการผ่าตัดทางออร์โธปิดิกส์ที่มากที่สุดก็คือการใช้ในการผ่าตัดข้อเทียม ตั้งแต่ ข้อสะโพก ข้อเข่า ข้อไหล่ ข้อเท้า เป็นต้น ซึ่งซีเมนต์

กระดูกจะทำหน้าที่ยึดข้อเทียมกับกระดูก ขณะเดียวกันก็ทำหน้าที่เป็นตัวกระจายน้ำหนักจากข้อเทียมไปยังกระดูก นอกจากนี้ยังมีการใช้ซีเมนต์กระดูกฉีดเข้าไปในกระดูกสันหลังที่หักหรือมีมะเร็งทำลายกระดูกอยู่ เรียกว่า kyphoplasty หรือ vertebroplasty⁽¹⁵⁻¹⁸⁾ การใช้ซีเมนต์กระดูกในการผ่าตัดเนื้ออกของกระดูกอื่น ๆ เช่น ในมะเร็งกระดูกแขนหรือขา และมีการทำลายจนกระดูกหัก การใช้โลหะตามร่วมกับการใช้ซีเมนต์กระดูกจะช่วยให้โลหะยึดกระดูกได้ดียิ่งขึ้น เนื่องจากในกระดูกบางชนิด เช่น Giant cell tumor เมื่อขูดเอาเนื้ออกออก แล้วฉีดซีเมนต์กระดูกเข้าไปแทนที่ก็พบว่าได้ผลดี

Development of new bone cement

ซีเมนต์กระดูกที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน เช่น CMW, Palacos, Simplex ยังมีข้อบกพร่อง เช่น การยึดกับกระดูกเป็นแบบการยึดเกาะทางกลศาสตร์ (mechanical lock) ไม่ใช่การยึดเกาะกันทางเคมี (bonding) จึงยังไม่มี ความแข็งแรงพอ ทำให้เกิดการแตกหักในส่วนของซีเมนต์กระดูก เป็นผลให้เกิดความล้มเหลวของการผ่าตัด

นักวิทยาศาสตร์จึงได้พยายามพัฒนาซีเมนต์กระดูกใหม่ ๆ ขึ้น โดยการปรับปรุง ซีเมนต์กระดูกเดิมหรือคิดค้นซีเมนต์กระดูก ชนิดใหม่ ๆ ขึ้น โดยมีหลักการที่สำคัญ⁽¹⁹⁾ คือ

1. มีความแข็งแรงมากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะต่อแรงกด (compressive) และแรงดึง (tensile strength)
2. การผสมสารกระตุ้นกระดูก (bioactive) และสารที่สลายได้เอง (biodegradable) เข้าไปในซีเมนต์กระดูก ซึ่งจะกระตุ้นให้มีการงอกของกระดูกเข้าไปยึดเกาะกับซีเมนต์กระดูก
3. ลดการเกิดปฏิกิริยาคายความร้อน (exothermic reaction) เพื่อลดความร้อนที่เกิดจากการผสมซีเมนต์กระดูก ความร้อนที่เกิดขึ้นทำให้มีการตายของเซลล์กระดูกและเนื้อเยื่อทำให้มีเนื้อเยื่อพังผืดเข้ามาแทรกระหว่างกระดูกและซีเมนต์กระดูก ซึ่งมีความแข็งแรงน้อยกว่าการยึดของซีเมนต์กระดูก กับกระดูกโดยตรง

4. ลดการหดตัวของซีเมนต์กระดูก (shrinkage) การหดตัวของซีเมนต์กระดูกมาก ๆ จะมีผลต่อการยึดของซีเมนต์กระดูกกับกระดูก

นอกเหนือจากคุณสมบัติของซีเมนต์กระดูกเองแล้ว การออกแบบวัสดุที่ฝังในกระดูก (implant) ที่จะยึดกับซีเมนต์กระดูกก็มีส่วนสำคัญ มีการคิดวิธีเตรียมซีเมนต์กระดูก (cement technique) ซึ่งจะช่วยให้การยึดของซีเมนต์กระดูกกับกระดูกดีขึ้น เช่น การใช้สุญญากาศ (vacuum) หรือการผสมซีเมนต์กระดูก ด้วยกันปั่น (centrifuge mixing), การขูดกระดูก (cancellous) บริเวณกลาง ๆ ออก distal cement restrictor แปรงขัด การล้างด้วยแรงดัน (pulsatile lavage) การใช้ปืนยิงซีเมนต์กระดูก (cement gun injection) และการใช้แรงอัด (pressurization) เป็นต้น

Pascual⁽²⁰⁾ ได้คิดค้นสูตรซีเมนต์กระดูกใหม่คือ methylmethacrylate /1-hydroxypropyl methacrylate (MMA/HPMA) พบว่ามี compressive strength เพิ่มขึ้น 3 เท่า และ tensile strength เพิ่มขึ้น 40 % เมื่อเทียบกับซีเมนต์กระดูกชนิดเดิม นอกจากนี้เขายังพบว่าปริมาณของโมโนเมอร์ยิ่งมากจะยิ่งทำให้มีการหดตัวของซีเมนต์กระดูกมากขึ้น

มีการศึกษาจากหลายสถาบันโดยการผสมสารกระตุ้นการเจริญของกระดูก (bioactive filler) เข้ากับซีเมนต์กระดูก เพื่อให้เกิดการเจริญของกระดูกเข้าไปในซีเมนต์กระดูก เช่น Kobayoshi⁽²⁰⁾ ได้ศึกษาคุณสมบัติการเหนี่ยวนำการเจริญของกระดูก (osteoconductivity) ของสารกระตุ้นการเจริญของกระดูก 3 ชนิดคือ AWC glassceramic, hydroxyapatite และ tricalcium phosphate พบว่าAWC มีคุณสมบัติการเหนี่ยวนำการเจริญของกระดูกสูงกว่า hydroxyapatite และ tricalcium phosphate ในขณะที่ความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกที่ผสม AWC ก็สูงกว่า hydroxyapatite และ tricalcium phosphate

Kwon SY⁽²¹⁾ พบว่าปริมาณของสารกระตุ้นการเจริญของกระดูก (bioactive filler) ที่มากขึ้น มีผลต่อการเหนี่ยวนำให้มีการงอกของกระดูก แต่ขณะเดียวกันก็ทำให้ความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกลดลง พบว่าอัตราส่วน

ของสารกระตุ้นกระดูก ประมาณ 30 % ไม่ทำให้ความแข็งแรงของซีเมนต์กระดูกลดลงมากเกินไป ในขณะที่มีการเหนียวนาการเจริญของกระดูกที่ดี

Frankenburg⁽²²⁾ ทดลองฉีด calcium phosphate cement ซึ่งเป็นซีเมนต์กระดูกที่ไม่มีปฏิกิริยาคายความร้อนเข้าไปในกระดูกหน้าแข้งกระต่าย พบว่าสามารถกระตุ้นให้เกิดการงอกของกระดูกอย่างรวดเร็ว โดยพบว่าใน 8 สัปดาห์ซีเมนต์กระดูกถูกแทนที่ด้วยกระดูกได้เกือบหมดโดยไม่มีปฏิกิริยาการอักเสบหรือเนื้อเยื่อพังผืดเกิดขึ้นเลย แต่ข้อเสียคือ calcium phosphate cement ที่ได้มีความแข็งแรง ประมาณ 25 megapascals หรือประมาณ 10 % ของกระดูก จึงไม่แข็งแรงพอสำหรับการผ่าตัดข้อเทียมหรือบริเวณที่ต้องรับแรงมาก ๆ แต่อาจจะใช้แทนการปลูกถ่ายกระดูก (bone substitute) ได้

สรุป

ซีเมนต์กระดูก เป็นสารที่นำมาใช้ร่วมกับการผ่าตัดทางออร์โธปิดิกส์อย่างกว้างขวาง ซึ่งสารใช้ที่ถูกต้องจะทำให้เราประสบผลสำเร็จในการรักษาผู้ป่วย และมีผลข้างเคียงจากการใช้น้อยที่สุด ซีเมนต์กระดูกในปัจจุบันมีสภาพดีพอสมควรกับการใช้ในผู้ป่วย แต่ยังไม่สามารถจะทนต่อการใช้งานได้ตลอดชีวิต

ในอนาคต คงจะมีซีเมนต์กระดูกใหม่ ๆ ที่มีความแข็งแรงมากขึ้น มีคุณสมบัติการกระตุ้นให้เกิดการกระตุ้นการเจริญของกระดูก ทำให้เกิดการยึดเกาะระหว่างกระดูกและซีเมนต์กระดูกอย่างถาวร ซึ่งจะช่วยให้ข้อเทียมหรือวัสดุที่ยึดด้วยซีเมนต์กระดูกสามารถใช้งานได้โดยไม่จำกัด

อ้างอิง

1. Chamley J. The bonding of prostheses to bone by cement. J Bone Joint Surg Br 1964 Aug;46: 518 - 29
2. Cameron HU, Mills RH, Jackson RW, Macnab I. The structure of polymethylmethacrylate cement. Clin Orthop 1974 May;100: 287 - 91

3. Cook SD, Thongpreda N, Anderson RC, Thomas KA, Haddad RJ Jr, Griffin CD. Optimum pore size for bone cement fixation. Clin Orthop 1987 Oct; 223: 296 - 302
4. Krause WR, Krug W, Miller J. Strength of the cement-bone interface. Clin Orthop 1982 Mar;163: 290 - 9
5. Wang CT, Pilliar RM. Fracture toughness of acrylic bone cement, J Mater Sci 1989; 24: 3725
6. Benjamin JB, Gie GA, Lee AJ, Lung RS, Volz RG. Cementing technique and the effects of bleeding. J Bone Joint Surg Br 1987 Aug; 69 (4): 620 - 4
7. Burke DW, Gates EI, Harris WH. Centrifugation as a method of improving tensile and fatigue properties of acrylic bone cement. J Bone Joint Surg Am 1984 Oct; 66(8): 1265 - 73
8. Davies JP, Jasty M, O'Connor DO, Burke DW, Harrigan TP, Harris WH. The effect of centrifuging bone cement. J Bone Joint Surg Br 1989 Jan; 71(1): 39 - 42
9. Jasty M, Davies JP, O'Connor DO, Burke DW, Harrigan TP, Harris WH. Porosity of various preparation of acrylic bone cements, Clin Orthop 1990 Oct; 259: 122 - 9
10. Lidgren L, Drar H, Moller J. Strength of polymethylmethacrylate increased by vacuum mixing. Acta Orthop Scand 1984 Oct; 55(5): 536 - 41
11. Lee AJC, Ling RSM et al. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behavior of bone cement, Arch Orthop traumat Surg 1978, 92:1
12. Astleford WJ, Asher MA, Lindholm US, Rockwood CA Jr. Some physical and mechanical factors affecting the simple shear strength of methyl-

- methacrylate. Clin Orthop 1975 May;108: 145 - 8
13. Adams JH, Graham DI, Mills E, Sprunt TG. Fat embolism and cerebral infarction after use of methylmethacrylic cement. Br Med J 1972 Sep 23; 3(829): 740 - 1
14. Berman AT, Price HL, Hahn JF. The cardiovascular effects of methylmethacrylate in dogs. Clin Orthop 1974 May; 100: 265 - 9
15. Clark CR, Keggi KJ, Panjabi MM. Methylmethacrylate stabilization of the cervical spine. J Bone Joint Surg Am 1984 Jan; 66(1): 40 - 6
16. Fidler MW. Posterior instrumentation of the spine. An experimental comparison of various possible techniques. Spine 1986 May; 11(4): 367 - 72
17. Dann EJ. The role of methylmethacrylate in the stabilization and replacement of tumors of the cervical spine. Spine 1977; 2: 15
18. Keggi KJ, South wick WO. Stabilization of the spine using methylmethacrylate. JBJS 1976; 58A: 738
19. Pascual B, Goni I, Curruchaga M. Characterization of new acrylic bone cement based on methyl methacrylate/1-hydroxypropyl methacrylate monomer. J Biomed Mater Res 1999; 48(4): 447 - 57
20. Kobayoshi M, Nakamura T, Shinzato S, Mousa WF, Nishio K, Ohsawa K, Kokubo T. Effect of bioactive filler content on mechanical properties and osteoconductivity of bioactive bone cement. J Biomed Mater Res 1999 Sep 15; 46(4) : 447 - 57
21. Kwon SY, Kim YS, Woo YK, Kim SS, Park JB. Hydroxyapatite impregnate bone cement: in vitro and in vivo studies. Biomed Mater Eng 1997; 7(2): 129 - 40
22. Frankenburg EP, Goldstein SA, Bauer TW, Harris SA, Poser RD. Biomechanical and histological evaluation of a calcium phosphate cement. J Bone Joint Surg Am 1998 Aug; 80(8): 1112 - 24

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กิจกรรมการศึกษาต่อเนื่องสำหรับแพทย์

ท่านสามารถได้รับการรับรองอย่างเป็นทางการสำหรับกิจกรรมการศึกษาต่อเนื่องสำหรับแพทย์ กลุ่มที่ 3 ประเภทที่ 23 (ศึกษาด้วยตนเอง) โดยศูนย์การศึกษาต่อเนื่องของแพทย์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตามเกณฑ์ของศูนย์การศึกษาต่อเนื่องของแพทย์แห่งแพทยสภา (ศนพ.) จากการอ่านบทความเรื่อง "ความก้าวหน้าในการใช้ซีเมนต์กระดูกในการผ่าตัด" โดยตอบคำถามข้างล่างนี้ พร้อมกับส่งคำตอบที่ท่านคิดว่าถูกต้องโดยใช้แบบฟอร์มคำตอบท้ายคำถาม แล้วใส่ซองพร้อมซองเปล่า (ไม่ต้องติดแสตมป์) จำนวนของถึงตัวท่าน ส่งถึง

ศ. นพ. สุทธิพร จิตต์มิตรภาพ
บรรณารักษ์จุฬาลงกรณ์เวชสาร
และประธานคณะกรรมการการศึกษาต่อเนื่อง
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
หน่วยจุฬาลงกรณ์เวชสาร
ตึกอบรมวิชาการ ชั้นล่าง
เขตปทุมวัน กทม. 10330

จุฬาลงกรณ์เวชสารขอสงวนสิทธิ์ที่จะส่งเฉลยคำตอบพร้อมหนังสือรับรองกิจกรรมการศึกษาต่อเนื่องอย่างเป็นทางการ ดังกล่าวแล้วข้างต้นสำหรับท่านที่เป็นสมาชิกจุฬาลงกรณ์เวชสารเท่านั้น สำหรับท่านที่ยังไม่เป็นสมาชิกแต่ถ้าท่านสมัครเข้าเป็นสมาชิกจุฬาลงกรณ์เวชสารสำหรับวารสารปี 2545 (เพียง 200 บาทต่อปี) ทางจุฬาลงกรณ์เวชสารยินดีดำเนินการส่งเฉลยคำตอบจากการอ่านบทความให้ตั้งแต่ฉบับเดือนมกราคม 2545 จนถึงฉบับเดือนธันวาคม 2545 โดยสามารถส่งคำตอบได้ไม่เกินเดือนมีนาคม 2546 และจะส่งหนังสือรับรองชนิดสรุปเป็นรายปีว่าท่านสมาชิกได้เข้าร่วมกิจกรรมการศึกษาต่อเนื่องที่จัดโดยจุฬาลงกรณ์เวชสาร จำนวนกี่เครดิตในปีที่ผ่านมา โดยจะส่งให้ในเดือนเมษายน 2546

คำถาม - คำตอบ

1. Which of the following is the property of the bone cement for the clinical applications in the orthopaedic surgery ?
 - ก. High tensile strength
 - ข. High compressive strength
 - ค. Low modulus of elasticity
 - ง. High toughness
 - จ. High torsional strength

คำตอบ สำหรับบทความเรื่อง "ความก้าวหน้าในการใช้ซีเมนต์กระดูกในการผ่าตัด"

จุฬาลงกรณ์เวชสาร ปีที่ 46 ฉบับที่ 10 เดือนตุลาคม พ.ศ. 2545

รหัสสื่อการศึกษาต่อเนื่อง 3-15-201-2000/0210-(1020)

ชื่อ - นามสกุลผู้ขอ CME credit เลขที่ใบประกอบวิชาชีพเวชกรรม.....
ที่อยู่.....

- | | |
|------------------------|------------------------|
| 1. (ก) (ข) (ค) (ง) (จ) | 4. (ก) (ข) (ค) (ง) (จ) |
| 2. (ก) (ข) (ค) (ง) (จ) | 5. (ก) (ข) (ค) (ง) (จ) |
| 3. (ก) (ข) (ค) (ง) (จ) | |

2. Which of the following factor is not affected on the properties of the bone cement ?
- ก. Cement mixing technique
 - ข. Temperature
 - ค. Types of additives
 - ง. Cement thickness
 - จ. Blood, fat and debries contamination
3. What is the most important cause of the cardiovascular collapse in the bone cement application?
- ก. Bone marrow embolism.
 - ข. Monomer causes the peripheral vasodilatation.
 - ค. Polymer causes the cardiac suppression.
 - ง. The bone cement causes the hypersensitivity.
 - จ. The additives causes hypotension.
4. What is the advantage of the calcium phosphate cement ?
- ก. Bioactive.
 - ข. High exothermic reaction.
 - ค. High volume shrinkage.
 - ง. High compressive and tensile strength.
 - จ. Low modulus of elasticity.
5. Which of the following is not the principles for the development of the new bone cement ?
- ก. Increase the mechanical strength
 - ข. Bioactive and biodegradable
 - ค. Increase modulus of elasticity
 - ค. Decrease exothermic reaction
 - ง. Decrease volume shrinkage

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ท่านที่ประสงค์จะได้รับเครดิตการศึกษาต่อเนื่อง (CME credit)
กรุณาส่งคำตอบพร้อมรายละเอียดของท่านตามแบบฟอร์มด้านหน้า

ศาสตราจารย์นายแพทย์สุทธิพร จิตต์มิตรภาพ
ประธานคณะกรรมการการศึกษาต่อเนื่อง
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
หน่วยจุฬาลงกรณ์เวชสาร ตึกอบรมวิชาการ ชั้นล่าง
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
เขตปทุมวัน กทม. 10330