Chula Med J Vol. 46 No. 2 February 2002

โลหะที่นำมาใช้ทางออร์โธปิดิกส์ในปัจจุบัน

สมศักดิ์ คุปต์นิรัติศัยกุล*
ทวีชัย เตชะพงศ์วรชัย* พิบูลย์ อิทธิระวิวงศ์*

Kuptniratsaikul S, Tejapongvorachai, Itiravivong P. Update metallic alloy in Orthopaedics. Chula Med J 2002 Feb; 46(2): 183 - 92

Metals has been introduced to medical application for almost a century. Many specialty had involved and contributed for research and development according to the specific need in individual medical field. Among several medical aspect, orthopaedic surgery is one of the speicalty and participate mostly in biomechanical and surface treatment. Innovative technique has been employed to prove and improve the quality of the product. New metalic alloys has been introduced for medical application. The consequence of that are the advantages of the patient to gain longer utilization period and more success rate of operation.

We review the update of metallic alloys for the Orthopaedic and related field to emphasize the useful of new technique in investigation and new product which give us alternative and may be better solution for the current problem.

Key words: *Metallic allot, Orthopaedic surgery, Application.*

Reprint request : Kuptniratsaikul S, Department of Orthopaedic Surgery, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand.

Received for publication. November 10, 2001.

วัตถุประสงค์

1. เพื่อทบทวนความรู้ทางโลหะวิทยาที่นำมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์
2. เพื่อเสริมสร้างนำเสนอความรู้ใหม่ ๆ ที่เกิดขึ้นของโลหะผสมในแง่ของประโยชน์เฉพาะของวัสดุที่มีใช้ทางออร์โธปิดิกส์ และวัสดุที่กำลังเพิ่มมากขึ้นมาเพิ่มเติมในระยะหลัง เพื่อการใช้งานที่มีเพิ่มขึ้นอย่างมากในปัจจุบัน

*ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การนำโลหะมาใช้ทางการแพทย์ได้มีการทำกันมานานมากแล้ว ตั้งแต่ก่อน ค.ศ.1925 โดยมีการใช้ในสาขาวิชาต่าง ๆ ทางการแพทย์ ได้แก่ ทางศัลยศาสตร์ทรวงอกนำโลหะมาใช้เป็นองค์ประกอบของลิ้นหัวใจเทียม ทางสาขาศัลยศาสตร์สมอง นำโลหะมาทำเครื่องมือหนีบเส้นเลือดโป่งพองเพื่อป้องกันและแก้ไขภาวะเส้นเลือดโป่งพองแตกออก ทางทันตกรรมนำโลหะมาทำรากฟัน ทางสาขาศัลยศาสตร์หูคอจมูก นำโลหะมาใช้เป็นอวัยวะรับเสียงแทนกระดูกก้นหอย และสาขาที่นับได้ว่านำโลหะมาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์มากที่สุด ไม่ว่าจะคิดโดยน้ำหนักหรือปริมาณก็ตามน่าจะเป็นสาขาศัลยศาสตร์ออร์โธปิดิกส์ โดยนำมาใช้เป็นเครื่องมือที่ฝังเข้าไปในร่างกาย เพื่อให้เป็นอวัยวะเทียมหรือนำมาใช้ดามกระดูกเพื่อรักษาโรคกระดูกหัก โดยมีรูปแบบต่าง ๆ เช่น เป็นโลหะแท่งกลวง เป็นโลหะแผ่นใช้ร่วมกับสกรูยึดหรือทำเป็นลวดชนิดต่าง ๆ

โลหะที่นิยมนำมาใช้ทางการแพทย์ตั้งแต่แรกเริ่มก่อน ค.ศ.1925[1] เป็นกลุ่มโลหะตระกูลสูง อันได้แก่ ทองคำขาว ทอง ฯลฯ เนื่องจากความเชื่อที่ว่าโลหะในกลุ่มนี้ มีความต้านทานต่อการสึกกร่อนได้สูง แต่ปัจจุบันพบว่าการนำโลหะมาใช้ในทางการแพทย์นั้น คุณสมบัติที่จำเป็นสำหรับการใช้งานนั้นไม่ใช่เฉพาะความคงทนถาวรเท่านั้นที่มีความสำคัญ แต่ยังมีคุณสมบัติอื่น ๆ อีกมากที่จะต้องนำมาพิจารณา ได้แก่ ความยืดหยุ่น ซึ่งหากมีค่าใกล้เคียงกับกระดูกและ Polymethymethacrylate ในการทำเป็นข้อเทียมก็น่าจะใช้งานได้ดี อัตราความทนต่อการสึกกร่อนเมื่ออยู่ในสารละลายในร่างกาย ซึ่งมีเกลือแร่ต่าง ๆ มากมาย อันจะก่อให้เกิดปฏิกิริยาเคมีในร่างกาย และมีการสึกหรอของโลหะตามมา นอกจากนั้นความเข้ากันได้กับร่างกายเราก็เป็นเรื่องสำคัญ และท้ายสุดการที่จะนำไปใช้ได้กับคนทั่วไปจำนวน มากก็คงต้องคำนึงถึงความเป็น ไปได้ของการผลิต รวมทั้งความคุ้มทุนด้วย ปัจจัยต่าง ๆ ดังกล่าวทำให้ความนิยมในการใช้โลหะตระกูลสูงมาทำเป็นวัสดุทางการแพทย์ลดน้อยลงไป และหันมาใช้กลุ่มโลหะอื่น ๆ มากขึ้น ซึ่งมักจะเป็นรูปของโลหะผสม (Alloys) เป็นส่วนใหญ่ เช่น Iron based alloys (stainless steel) ซึ่งนำมาใช้เป็นโลหะดามกระดูกหัก ตั้งแต่ ปี ค.ศ. 1925 และในเวลาไล่เลี่ยกันได้มีการนำเอาโลหะผสม Cobalt-base alloys เพื่อนำมาใช้เป็นข้อเทียมร่วมกับ polymer ของ ultrahigh molecular weight polyethylene หลังจากนั้นในค.ศ.1951ได้เริ่มมีการใช้ Titanium และ Titanium alloys มาใช้เป็นโลหะดามกระดูกและใช้เป็นด้ามของข้อตะโพกเทียมมากขึ้น เนื่องจาก Titanium มีค่า Young's modulus ใกล้เคียงกับกระดูกมากกว่า stainless steel และ Cobalt chrome alloys จนกระทั่งเมื่อประมาณ 20 ปี[2] มานี้เอง ได้มีการนำโลหะผสมชนิดใหม่เข้ามาใช้กับทางออร์โธปิดิกส์ นั่นคือโลหะในกลุ่มของ Nitinal (NiTi) เนื่องจากเป็นโลหะที่สามารถคืนรูปร่างเดิมได้เมื่อถูกความร้อน (Thermal shape memory alloys) มีความยืดหยุ่นสูง (Superelasticity) ทนต่อการสึกกร่อนและสึกหรอได้สูง อันจะทำให้โลหะมีอายุการใช้งานที่ยาวนานคงทน อย่างไรก็ตามการใช้โลหะในงานต่าง ๆ เหล่านี้จำเป็นที่จะต้องได้รับการติดตามอย่างใกล้ชิดและพิจารณาคุณสมบัติที่สำคัญต่าง ๆ ของโลหะดังต่อไปนี้

1. คุณสมบัติทางกลศาสตร์ของโลหะ

- ความแข็งแรง (Strength)
- ความยืดหยุ่น (Modulus of Elasticity)

โลหะที่นำมาใช้ในทางออร์โธปิดิกส์จำเป็นต้องมีคุณสมบัติทางกายภาพที่สำคัญ คือมีความแข็งแรงสูง ทนต่อการรับแรงต่าง ๆ ได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งแรงดึงสูงสุด (Ultimate tensile strength) และสามารถทนต่อการรับแรงกระทำซ้ำ ๆ เพื่อไม่ให้โลหะหักจากความล้าที่เกิดได้ในเนื้อโลหะเมื่อมีการร้าวสะสมขึ้นเรื่อย ๆ ก่อนกระดูกเชื่อมติดกัน ในระหว่างการใช้งาน ค่าต่าง ๆ ของแรงดึงนี้สามารถบอกเป็นค่าจำเพาะได้ โดยมีหน่วยเป็น Megs Pascal (ตารางที่ 1) แต่เราสามารถเปรียบค่าเหล่านี้โดยเทียบกับค่าความแข็งแรง และความยืดหยุ่นของกระดูกมนุษย์ ทำให้สามารถบอกค่าความแข็งแรงและความยืดหยุ่นของโลหะต่าง ๆ เหล่านี้ออกมาเป็นจำนวนเท่าต่อค่าความยืดหยุ่นของกระดูก (ตารางที่ 2) ทำให้สามารถนำค่าต่าง ๆ เหล่านี้ไปใช้ได้ง่ายขึ้น เมื่อเป็นค่าเปรียบเทียบกับความแข็งแรงและความยืดหยุ่นของกระดูก จากตารางจะเห็นได้ว่าค่า

Table 1. Metallic biomaterials commonly used for the construction of orthopedic surgical implants.

Material	Nominal Composition (w/o)	Tensile Strength MPa(ksi)	Modulus of Elasticity GPa (psi x 10^6)	Surface Condition
Cobalt alloys				
Cast	Co-27Cr-7Mo	655 (95)	235 (34)	Cr_2Oy
Wrought	Co-26Cr-(Ni,Mo,W,Fe)	1172 (170)	235 (34)	Cr_2Oy
Surgical stainless steel (316L)	Fe-18Cr-12Ni	480-1000 (70-145)	193 (28)	Cr_2Oy
Titanium alloy	Ti-6Al-4V	860-896 (125-130)	117 (17)	Ti_2Oy

Table 2. Metallic biomaterial and tissus properties.

Material of Tissue	Modulus of Elasticity GPa (psi x 10^6)	Tensile Strength MPa (ksi)	Elongation to Fracture (%)	Ratio (Material : Bone)		
				Modulus	Strength	Fracture Elongation
Compact bone	21 (3)	138 (20)	1	1	1	1
Cobalt alloys	235 (34)	655-1172 (95-170)	>8	11	5-9	>8
Stainless steels	193 (28)	480-1000 (70-145)	>30	9+	4-7	>30
Titanium alloy	117 (17)	860-896 (125-130)	>12	5+	6-7	>12
Titanium	96 (14)	240-550 (25-70)	>15	5+	1-4	>15

*Properties are provided from ASTM documents and represent minimum values for nominal composition

ความยืดหยุ่นของโลหะ Titanium ของ Titanium alloys ใกล้เคียงกับกระดูกมากที่สุด ซึ่งเป็นคุณสมบัติเด่นของ Titanium ที่นำมาใช้กับงานทางออร์โธปิดิกส์

2. **คุณสมบัติทางไฟฟ้าเคมีของโลหะ**

เป็นคุณสมบัติที่สำคัญอีกประการหนึ่งของวัสดุที่นำมาพิจารณาใช้งานทางการแพทย์ เนื่องจากสารละลายที่อยู่ในร่างกายประกอบด้วยเกลือแร่ต่าง ๆ มากมาย และโดยหลักพื้นฐานทางเคมี ซึ่งพบว่าวัตถุจะแสดงคุณสมบัติทางไฟฟ้าเคมีออกเป็นค่าศักย์ไฟฟ้า โดยค่าศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากโลหะต่างชนิดกันจะมีค่าแตกต่างกันหรือแม้แต่โลหะชนิดเดียวกัน แต่มีสภาพแวดล้อมที่ต่างกันก็จะมีค่าศักย์ไฟฟ้าออกมาต่างกัน ดังนั้นเมื่อนำวัสดุ 2 ชนิดมาใช้งานทางออร์โธปิดิกส์ จึงอาจทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าขึ้นได้ระหว่างวัสดุที่ใช้นั้น และจะเป็นสาเหตุสำคัญในการสึกกร่อนของโลหะได้เนื่องจากมีกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้นพร้อมกับปฏิกิริยา oxidation reduction ทางเคมีไฟฟ้าค่าของศักย์ไฟฟ้าจากโลหะชนิดต่าง ๆ แสดงให้เห็นในตารางที่ 3 และจากการทดลองพบว่าเมื่อนำโลหะ stainless steel ไปประกอบเข้าคู่กันกับโลหะต่าง ๆ แม้แต่คาร์บอนก็ตาม[3] พบว่าค่าความต่างศักย์ของไฟฟ้าเคมีที่เกิดขึ้นสูงมาก ไม่น่าจะนำ stainless steel มาใช้งานควบคู่กับโลหะใด ๆ เลย ตรงกันข้ามการนำ titanium ควบคู่กัน cobalt chrome ก่อ

Table 3. Corrosion data from potentiostatic polarization.

Material	Equilibrium Corrosion Potentila and Rate From Potentiostatic Polorization E_e(mV)	i_e(μa/cm^2)
Ti		
Solid	- 14	0.013
Porous	- 10	0.044
Ti-oAl-4V		
Solid	- 50	0.003
Porous	- 75	0.014
Co-Cr-Mo		
Solid	- 10	0.011
Porous	- 35	0.028
Fe-Cr-Ni (316LSS)		
Solid	- 49	0.008

(Data from previous of L., Lucas and R. Buchanan, University Alabama at Birmingham.)

ให้เกิดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าเคมีที่ต่ำมากจนทำให้การสึกกร่อนมีน้อยมาก และไม่ก่อให้เกิดปัญหากับการใช้งานจริง ๆ ในร่างกาย นอกจากนั้นยังพบว่าการทดลอง ในห้องปฏิบัติการโลหะ stainless steel 316L ที่ใช้ในทางการแพทย์นั้นยังมีการสึกหรอจากปฏิกริยาไฟฟ้าเคมีมากกว่า Titanium alloy และ cobalt chrome alloy ด้วย

3. ความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย

เมื่อมีวัสดุแปลกปลอมเข้ามาในร่างกาย (ซึ่งในที่นี้หมายถึงวัสดุที่นำมาใช้งานทางออร์โธปิดิกส์) แล้วร่างกายจะมีกลไกตอบสนองต่อวัสดุนั้น ๆ โดยแสดงออกเป็นปฏิกิริยาการอักเสบบริเวณเนื้อเยื่อนั้น หรืออาจมีการสร้างกระดูกหรือเนื้อเยื่อขึ้นมาห่อหุ้มวัสดุนั้นไว้ ทำให้การอักเสบถูกจำกัดอยู่เฉพาะที่ไม่มีการลุกลามต่อไป ปฏิกิริยาต่าง ๆ เหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งที่จะช่วยบ่งชี้ว่าร่างกายปฏิเสธวัสดุต่าง ๆ เหล่านั้นรุนแรงเพียงใด ซึ่งจะมีอิทธิพลต่อความสำเร็จในการนำวัสดุนั้นมาใช้กับผู้ป่วยด้วย ถ้าหากร่างกายแสดงปฏิกิริยาตอบสนองออกมาน้อย ความสามารถในการสร้างกระดูกเพื่อเข้ามาเชื่อมต่อกันระหว่างปลายกระดูกที่หักหรือความสามารถในการสร้างกระดูกเข้าไปยึดกับ prosthesis ที่ฝังไว้ก็จะสูงมากขึ้น ทำให้อัตราส่วนผิวสัมผัสของกระดูกกับวัสดุมีมากขึ้นตามไปด้วย ตรงกันข้ามหากร่างกายมีปฏิกิริยาตอบสนองในทางลบต่อวัสดุที่นำมาใช้ก็จะทำให้การสร้างกระดูกสัมผัสกับผิวโลหะนั้นน้อยลง การเชื่อมต่อของกระดูกเกิดได้ยากขึ้น ปฏิกิริยาการตอบสนองของร่างกายต่อวัสดุแปลกปลอมยังอาจเกิดขึ้นได้อีกหลายลักษณะ เช่น การแตกตัวของเซลล์เม็ดเลือดแดงเพิ่มมากขึ้น เมื่อใช้วัสดุทำลิ้นหัวใจที่มี tissue mismatched และเมื่อศึกษาโดย Electron microscope ก็อาจพบว่าเซลล์อาจมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างไปโดยพฤติกรรมของเซลล์ที่ตอบสนองกับผิวโลหะอาจมีการผิดปกติไปโดยมีการเกาะผิววัสดุผิดปกติไป เป็นการตอบสนองในลักษณะที่ร่างกายปฏิเสธสิ่งแปลกปลอมนั้นออกไป

ดังนั้นสิ่งที่ต้องคำนึงถึงในการนำเอาโลหะมาใช้กับร่างกาย และต้องระมัดระวังในแง่ของอันตรายต่อเนื้อเยื่อ ได้แก่

1. การแพ้ของเนื้อเยื่อต่อโลหะ (hypersensitivity)
2. พิษจากโลหะต่อเนื้อเยื่อโดยตรง (direct toxic effect)
3. ความสามารถในการเป็นสารก่อมะเร็ง(corcinogenicity)

ความก้าวหน้าใหม่ ๆ ของการศึกษาปฏิกิริยาของร่างกาย ที่ตอบสนองต่อวัสดุแปลกปลอม ส่วนใหญ่จะเป็นความก้าวหน้าในการดูปฏิกิริยาตอบสนองของเซลล์ต่อเนื้อเยื่อต่าง ๆ ซึ่งพื้นฐานทั่วไปเราจะศึกษาโดยดูจากการปรับเปลี่ยนรูปร่างของเซลล์เมื่ออยู่ในสิ่งแวดล้อมที่มีวัสดุแปลกปลอมนั้นอยู่ หรือการดูการเกาะยึดกับวัสดุแปลกปลอมนั้นๆ โดยศึกษาจากภาพ Electron Microscope (Genotoxicity level[4] assessed by EM in situ end labeling (ISEL))

นอกจากนั้น เรายังสามารถอาศัย X-ray scanning analytical microscope (XSAM)[5] เพื่อตรวจหาโลหะที่กระจายอยู่ในเนื้อเยื่อทั่วไปและในเนื้อกระดูก วิธีการต่าง ๆ ดังกล่าวเป็นการใช้เทคโนโลยีใหม่เพื่อช่วยค้นหาโลหะที่

กระจายอยู่ในเนื้อเยื่อ แม้จะมีปริมาณที่น้อยมากก็ตาม ทำให้การตรวจหาโลหะต่าง ๆ ทำได้ลึกซึ้งลงไปมากขึ้น ความปลอดภัยจากการใช้โลหะกับร่างกายมนุษย์เราจึงมีสูงมากขึ้น

นอกจากการตรวจปริมาณโลหะที่ซึมซาบอยู่ในเนื้อเยื่อและกระดูกของร่างกายแล้ว การศึกษาปฏิกริยาตอบสนองของเซลล์โดยการตรวจดูโปรตีนจำเพาะที่สร้างจากเนื้อเยื่อออกมา เมื่ออยู่ในสิ่งแวดล้อมที่มีโลหะอยู่ก็จะช่วยบอกได้ว่า การใช้โลหะกับเนื้อเยื่อนั้นจะมีการระคายเคืองต่อเซลล์หรือมีพิษต่อเซลล์นั้นโดยตรงหรือไม่ เช่นการใช้ immerses gold staining เพื่อหา protien ที่สร้างออกมาจากเนื้อเยื่อหรือการใช้ Spectroscopy เพื่อตรวจหา glutamic และ aspatic acid ที่สร้างจากเซลล์ทดสอบเมื่อมี amorphous particle film ของโลหะนั้น ๆ อยู่

สาขาต่าง ๆ ทางการแพทย์ในปัจจุบันมีการนำเอาโลหะมาใช้ประโยชน์ดังได้กล่าวมาแล้วข้างต้น ซึ่งลักษณะของงานที่ใช้มีความจำเป็นต้องลดผลข้างเคียงที่เกิดกับเนื้อเยื่อแตกต่างกันไป เช่น การนำเอาโลหะมาใช้เป็นลิ้นหัวใจเทียมต้องคำนึงถึงการแตกตัวของเม็ดเลือดแดงที่อาจมีอัตราเพิ่มมากขึ้นหรือการจับแข็งตัวของลิ่มเลือดที่มากกว่าปกติ ทำให้เกิดการอุดตันเส้นเลือดใหญ่ ๆ จนอาจเป็นอันตรายแก่ชีวิตได้ ในทางทันตกรรมและออร์โธปิดิกส์จะคำนึงถึงการเข้ากันของเนื้อเยื่อกระดูกกับโลหะ ซึ่งจะมีอิทธิพลต่อการสร้างกระดูกใหม่ เพื่อเข้าไปยึดกับเนื้อโลหะที่เตรียมไว้พรุนหรือเตรียมเคลือบผิวไว้ นอกจากนั้นเกลือแร่ต่าง ๆ ที่มีอยู่ในร่างกายก็อาจมีผลต่อโลหะโดยอาจทำให้การสึกกร่อนของโลหะเพิ่มมากขึ้น โดยปฏิกริยาเคมีทำให้โลหะละลายออกมาสู่เนื้อเยื่อมากขึ้นได้

ตัวอย่างที่ดีในการเลือกโลหะมาใช้ทางออร์โธปิดิกส์เห็นจะได้แก่การนำเอาโลหะมาผลิตเป็นข้อเทียม ซึ่งมีจุดมุ่งหมายให้สามารถนำเอาโลหะทำหน้าที่แทนผิวข้อซึ่งต้องทนแรงเสียดสีทำให้มีการสึกกร่อนของผิวข้อเทียม โดยที่ร่างกายไม่สามารถสร้างผิวข้อขึ้นมาทดแทนส่วนที่สึกหรอไปดังเช่นในภาวะปกติ ดังนั้นผิวโลหะนี้จึงต้องมีคุณสมบัติสามารถถูกขัดให้มีผิวเรียบลื่นเพื่อลดแรงเสียดทานและเนื้อโลหะต้องมีความแข็งของผิวสูงเพื่อลดอัตราการสึกหรอและเพิ่มอายุการใช้งานให้ได้นานที่สุด ส่วนของข้อเทียมที่จะไปเชื่อมต่อกับกระดูก femur ควรมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อกระดูกได้สูง ทนการสึกกร่อนและการสึกหรอได้สูง

ปัจจุบันด้านของข้อตะโพกเทียมเชื่อมต่อกับกระดูก femur ด้วย 2 วิธีหลัก ๆ คือ

1. โดยใช้ bone cement (polymethy lemethacrylate) เป็นตัวเชื่อมต่อ ซึ่งจะก่อให้เกิดการยึดแน่นกับเนื้อกระดูกทันทีหลังผ่าตัด

2. โดยไม่ต้องใช้ bone cement เป็นตัวเชื่อมต่อ โดยหวังว่าเนื้อเยื่อกระดูกจะมีการเปลี่ยนแปลงโดยเจริญเข้าสู่รูพรุนที่เตรียมไว้ของผิวด้านข้อเทียม

จากการติดตามผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดรักษาด้วยข้อตะโพกเทียมชนิดใช้ cement ช่วยยึดซึ่งเรามาความมุ่งหวังให้ข้อเทียมยึดแน่นกับกระดูกโดยตรงนั้น พบว่าเราไม่สามารถทำให้ข้อเทียมอยู่คงที่หลังผ่าตัดได้ตลอดไป แต่เราพบว่าข้อตะโพกเทียมเหล่านี้มีร่องรอย Radiolucent line เกิดขึ้นระหว่างผิวของโลหะกับซีเมนต์ หรือระหว่างผิวของซีเมนต์กับกระดูก femur ซึ่งอาจเป็นข้อบ่งชี้ว่ามีการหลวมเกิดขึ้นระหว่างข้อเทียมกับกระดูกได้ แต่อย่างไรก็ดีข้อตะโพกเทียมที่มีร่องรอยดังกล่าวเกิดขึ้นนี้มีจำนวนหนึ่งที่ไม่แสดงอาการผิดปกติทางคลินิกออกมาให้เห็นว่ามีความหลวมของข้อเทียมเกิดขึ้น (Asymptomatic loosening) ซึ่งในกลุ่มนี้จะพบว่า x-ray ของข้อตะโพกแสดงลักษณะการทรุดตัวต่ำลงของข้อเทียมนั้น (Subsidence) การออกแบบข้อเทียมชนิดนี้จึงมุ่งเน้นที่จะให้ข้อเทียมสามารถทรุดตัวลงต่อเนื่องและเกิดความยึดแน่นของข้อเทียมเข้ากับกระดูกตะโพกต่อไป ดังนั้นผิวของข้อเทียมชนิดนี้จึงเน้นให้มีความเรียบสูง และไม่มีบ่าป้องกันการทรุดตัว ในทางตรงกันข้ามลักษณะของข้อเทียมอีกชนิดหนึ่ง ซึ่งไม่ใช้ cement ช่วยยึดนั้น ยังคงมีที่ใช้เพื่อให้การยึดของข้อเทียมนี้เข้ากับกระดูกรอบ ๆ อย่างแน่นหนา และมีการสร้างเสริมกระดูกใหม่เข้าแทนที่ตลอดเวลาเพื่อเพิ่มความแข็งแรง วิธีการดังกล่าวสามารถใช้เทคนิคต่าง ๆ เข้าช่วยอันได้แก่ การปรับผิวโลหะให้กระดูกใหม่สามารถเกิดขึ้นและแทรกตัวเข้ามา

เสริมความแข็งแรงโดยทำให้มีรูพรุนขึ้น เคลือบผิวโลหะด้วยสารชนิดต่าง ๆ เพื่อให้มีการกระตุ้นทางชีวภาพ ทำให้มีกระดูกใหม่พอกและยึดเป็นเนื้อเดียวกันกับกระดูกเดิม และการเลือกใช้วัสดุชนิดที่มีค่า Young modulus ใกล้เคียงกับกระดูกมากที่สุด

Future trend of metal biomaterial

Surface modification

ปัจจุบันนี้ความก้าวหน้าของการปรับผิววัสดุที่ใช้ทางออร์โธปิดิกส์กำลังเจริญก้าวหน้าไปมากโดยมีวัตถุประสงค์ที่สำคัญคือ

1. เพิ่มความสามารถการยึดเกาะเข้ากับกระดูกโดยรอบ (Enhance fixation)

2. มีความสามารถในการกระตุ้นเซลล์ทางชีวภาพ (Bioactive)

3. มีความเป็นกลางและมั่นคงทางไฟฟ้าเคมี (Electrochemical stable)

4. เพิ่มความแข็งแรงของผิวและลดการสึกหรอของผิว (Improve surface hardnees to reduce wear)

5. มีฤทธิ์ในทางปฏิชีวนะ (Antimicrobial activity)

วิธีการในการปรับผิววัสดุที่ใช้ในออร์โธปิดิกส์ แบ่งใหญ่ ๆ ได้เป็น 3 วิธีคือ

1. เพิ่มวัสดุเข้าไปที่ผิวนั้น (Adding material)

2. เอาบางส่วนของวัสดุออกไป (Removing material)

3. เปลี่ยนคุณสมบัติของผิววัตถุ โดยใช้ความร้อนจาก Laser หรือ Electron beam treatment

Enhance fixation & Bioactive surface modification

ในปี ค.ศ. 1993 Schwartz[6] และคณะได้ทำการตรวจดูเบ้าข้อตะโพกเทียม 3 ชนิด และสกรูที่ถอดออกจากผู้ป่วยที่จำเป็นต้องมารับการผ่าตัดถอดออก พบว่าความสำเร็จของการยึดเบ้าตะโพกเทียมเข้ากับกระดูกตะโพกให้แข็งแรงนั้นขึ้นกับองค์ประกอบ 5 ประการคือ

1. รูปร่างของกระดูกที่ยึดนั้น (Bony Anatomy)

2. การกรอเบ้ากระดูกให้เหมาะพอดี (Symmetric acetabular reaming)

3. ความลึกของชิ้นกระดูกอ่อนที่กรอลงไป (Retention of the subchondral plate)

4. การออกแบบเบ้าของข้อตะโพกเทียม (Acetabular component design)

5. การวางตำแหน่งของเบ้าข้อตะโพกเทียม (Correct version of the acetabular component) และพบว่าการเพิ่มความแข็งแรงในการยึดเบ้าข้อตะโพกเทียมนั้นจะช่วยเพิ่มโอกาสของการยึดในทางชีวภาพได้แน่นมากขึ้นได้ซึ่งต้องอาศัยการออกแบบที่เหมาะสม

จะเห็นได้ว่าองค์ประกอบต่าง ๆ ข้างต้นมีทั้งส่วนที่ขึ้นอยู่กับแพทย์ผู้ผ่าตัด เช่น เทคนิคของการกรอเบ้า แต่อย่างไรก็ตามปัจจัยในการออกแบบหรือการสร้างผิวเคลือบก็จะมีส่วนช่วยในการยึดเกาะของส่วนเบ้าข้อตะโพกให้แข็งแรงขึ้นได้

Shen และคณะ ในปี 1993[7] ได้รายงานความสำเร็จของการใช้ Demineralized bone matrix (DBM) เคลือบผิวของข้อเทียมที่ใส่ในข้อตะโพกกระต่ายที่สามารถช่วยเพิ่ม การยึดแน่นได้ดีกว่าการใช้ bone graft ปลูกถ่ายธรรมดาแสดงให้เห็นถึงความสำเร็จในการพยายามใช้วัสดุเคลือบผิวที่มีฤทธิ์กระตุ้นการเจริญของกระดูกเข้าไปสู่วัสดุข้อเทียมนั้น

และในปีเดียวกัน Sumner[8] และพวกได้นำเอาข้อตะโพกเทียมของผู้ป่วยที่จำเป็นต้องมารับการผ่าตัดเอาออกและนำไปศึกษาทางเนื้อเยื่อวิทยา (histology) พบว่าเพียง 1/3 ของ porous coated acetabular component เท่านั้นที่มีการเจริญของกระดูกเข้าไป และพบว่าการเจริญของกระดูกพบมากบริเวณ dome ของมัน ยิ่งเป็นข้อตะโพกที่ใช้งานมานานมาก ๆ ก็ยิ่งมีการเจริญของกระดูกเข้าไปยิ่งมาก

ในปี 1994 Bloebaum[9] กับคณะได้ทำการ ศึกษาการเจริญของกระดูกเข้าไปในข้อเข่าเทียม และพบว่ากระดูกได้มีการเจริญเข้าไปเพิ่มผิวสัมผัสกับข้อเข่าเทียมที่เป็น porous coated ในอัตราประมาณ 1 micron ต่อวันและ

ถ้าหากกระดูกห่างจาก porous coating มากเกินกว่า 50 micron แล้วการเจริญของกระดูกเข้าไปจนถึงผิวข้อสัมผัสนั้นก็จะไม่เกิดขึ้น

ในปี 1995 Woolson[10] ได้รายงานปัญหาที่เกิดขึ้นในการใช้ proximally porous coated femoral prosthesis ที่ได้คะแนน Harris hip score ต่ำและมีการทรุดลงของตะโพกเทียมเมื่อมีการใช้งานไป แสดงให้เห็นว่าการยึดของกระดูกเข้ากับ porous coated prosthesis นั้น ยังไม่สามารถทำให้บรรลุตามวัตถุประสงค์ได้จริง

ในปี 1996 Scott[11] กับพวกพบว่า การเคลือบผิวด้วย Hydroxy-apatite สามารถเพิ่มความสามารถในการยึด implant เข้ากับกระดูกเมื่อเทียบกับการใช้ porous coated อย่างเดียวเป็นการรายงานความสำเร็จในการนำเอาวัสดุ Hydroxy apatite มาใช้เพิ่มความสามารถช่วยการยึดเกาะของข้อเทียมต่อกระดูก

ในปี 1997 Hoffmann[12] ได้นำเสนอให้มีการวัดความแข็งแรงในการยึดเกาะของ component เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับผลการศึกษาความแข็งแรงของการยึดเกาะเมื่อเวลาผ่านไป และในปีเดียวกัน cole และคณะแสดงให้เห็นถึงข้อดีของการใช้ recombinant lumbar bone morphogeneic protein 2 เคลือบผิว Implant ทำให้มีการเจริญของกระดูกมากกว่า Implant ที่ไม่ได้เคลือบในการทดลองในหนูทดลอง

ในปีต่อมา (1998) Lachiewicz[13] ได้รายงานผลการศึกษา การยึด acetabular cup ที่เคลือบด้วย titanium fiber-metal ร่วมกับการใช้สกรูยึด พบว่าได้ผลดีจากการเคลือบผิวด้วย titanium fiber-metal coated การศึกษาต่าง ๆ ที่กล่าวแล้วทำให้แนวโน้มที่จะยึด implant เข้ากับกระดูกโดยไม่ใช้ cement ช่วย มีแนวโน้มที่ดีขึ้น ซึ่งความพยายามไม่ได้สิ้นสุดเพียงเท่านั้น ในระยะหลังนี้ได้มีรายงานการศึกษาผิวโลหะที่เคลือบด้วย hydroxyapatite ว่าได้ผลดีในการช่วยยึดกระดูกแน่นมากขึ้นด้วยผลของ osteoinetegration และ osteoconduction

ในปี 1998 Dorr[14] รายงานผลการใช้ hydroxyopatite coating ในผู้ป่วยที่ใช้ข้อตะโพกเทียมว่าสามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการยึดเกาะกับกระดูกและเพิ่มอายุการใช้งานของข้อเทียมได้ เมื่อเทียบกับการเคลือบด้วย porous coated stem ที่ผู้ป่วยใช้อยู่อีกข้างหนึ่ง

ในปี 1999 Coathup[15] ได้รายงานการศึกษาขนาดพื้นที่ของผิวสัมผัสกับกระดูกที่เกิดขึ้นเมื่อใช้ roughten surface plasma sprayed ในข้อเทียมเทียบกับชนิดที่ใช้ Hydroxy apatite coating ในกระต่ายพบว่าชนิดที่เคลือบด้วย hydroxyapatite สามารถทำให้มีผิวสัมผัส (interfascial contact) กับกระดูกได้มากกว่าชนิดที่มีผิวเป็น Titamum ขรุขระไม่ได้เคลือบ ดังนั้นจะเป็นได้ว่ามีการศึกษาจากหลายแห่งที่สนับสนุนการเคลือบผิวด้วย hydroxyapatite ว่าให้ผลดีในการยึดกับกระดูกมากกว่าการทำผิวเพียงแต่ให้ขรุขระเท่านั้นอันอาจจะนำไปสู่ความสำเร็จในการช่วยยึดกระดูกในระยะเวลาต่อไป ในปี 2000 Kim[16] และคณะรายงานเทคนิคปรับผิวของ titanium โดยใช้ Sodium hydroxide ความเข้มข้นสูง (50 m-MaOH) เพื่อให้เกิดชั้น amorphous sodium titanate บนผิว porous titanium ขึ้น และพบว่า sodium titanate สามารถกระตุ้นให้เกิดสาร apatite ที่มีลักษณะเหมือนกระดูก ทำให้มีการกระตุ้นชั้นผิว macro-porous titanium เพิ่มความแข็งแรงในการยึดเหนี่ยวกับกระดูกได้

นอกจากความพยายามที่จะเพิ่มความสามารถในการยึดเนื้อผิวโลหะเข้ากับกระดูกด้วยการเคลือบผิว titanium โดยเทคนิคต่าง ๆ แล้ว ยังได้มีความพยายามจะเคลือบผิวโลหะชนิดอื่น ๆ โดยในปี 1999 Rhalmi[17] กับคณะได้ปรับผิว Nitinal (NiTi) ซึ่งเป็นโลหะที่มีศักยภาพในการนำมาใช้ทางการแพทย์อีกชนิดหนึ่งให้มีลักษณะเป็น porous coated และนำการฝังเข้าในกล้ามเนื้อของกระต่ายเพื่อดูปฏิกริยาตอบสนองของเนื้อเยื่อ พบว่า porous coated Nitinol ไม่ก่อให้เกิดผลเสียหรืออันตรายใด ๆ กับเนื้อเยื่อของกระต่ายในแง่ของปฏิกริยาตอบสนอง

นอกจากนี้เทคนิคในการปรับชั้นผิวของโลหะก็มีการปรับปรุงไป เช่น การนำเอา abrasive water jet (AWJ) มาใช้โดยในปี 2000 Arola[18] และคณะได้รายงานความสำเร็จการปรับผิว Titanium ด้วยเทคนิคของ AWJ เมื่อเทียบ

กับเทคนิคของการใช้ plasma spray แล้วพบว่า โดยเทคนิคของ AWJ แล้วจะได้ประสิทธิภาพในการต้านทานแรงเฉือนที่จะทำให้มีการหลุดล่อนของผิวได้มากกว่า

Electrochemical stability by surface modification technique

ประโยชน์อีกประการหนึ่งของการปรับผิววัสดุทางชีวภาพก็เพื่อให้เกิดมีความมั่นคงทางเคมีไฟฟ้าและลดการสึกกร่อนของโลหะที่นำมาใช้ ดังได้กล่าวมาแล้วข้างต้นในแง่ของการลดความต่างศักย์เคมีไฟฟ้า ในปี 2000 Browne[19] และคณะชี้ให้เห็นว่าผิวของก้านข้อตะโพกเทียม Titanium nitrite เมื่อนำมาผ่านขบวนการ passivated ด้วย Nitric acid ยังคงมีการสึกกร่อนค่อนข้างมาก แต่การสึกกร่อนสามารถลดน้อยลงได้ด้วยการเคลือบผิวด้วย hydroxy apatite ในปี 2000 Thierry[20] และคณะรายงานว่า ผิวโลหะ Nitinal (NiTi) ที่ทำ mechanical polishing เทียบกับ electropolishing โดยผ่านขบวนการฆ่าเชื้อด้วยวิธี cyclic polarizing และ atomic absorption นั้นพบว่า electropolishing สามารถลดปริมาณ nickel บนผิวได้อย่างมาก และช่วยลดการสึกกร่อนของโลหะผสมชนิดนี้ได้ดี แต่การฆ่าเชื้อในโลหะเหล่านี้โดยใช้ Ethylene oxide และ Sterrad นั้นไม่สามารถลดการสึกกร่อนของผิวโลหะ Nitinal ที่ผ่านขบวนการ electropolish ได้ เมื่อเทียบกับโลหะอีก 2 ชนิดที่ใช้กันมากคือ stainless steel และ Titanium alloy พบว่าการสึกกร่อนของ Nitinal มีค่าปานกลางอยู่ระหว่างโลหะอีก 2 ชนิดนี้

Surface hardness improvement by surface modification technique

ความแข็งของผิวโลหะที่ต้องทนต่อการสึกหรอของผิวข้อเทียม เป็นองค์ประกอบสำคัญที่จะทำให้อายุการใช้งานของ ข้อตะโพกเทียมยืนยาวออกได้มากเพียงพอกับความต้องการในการใช้งาน ในปี 1995 Pappas[21] และคณะได้รายงานว่าผลการสึกหรอของผิวข้อเทียมเกิดขึ้นเป็นปริมาณไม่มาก เมื่อใช้ Titanium nitrite คู่กับ Ultrohigh molecular weight polyethylene แต่ 2 ปีถัดมาใน ค.ศ.1997 Harman[22] กับคณะรายงานว่าพบ debris ที่เกิดจากการสึกหรอของผิวข้อตะโพกเทียม แม้ว่าจะเคลือบผิวด้วย titanium nitrite ก็ตาม นับแต่นั้นมาก็มีรายงานออกมาอีกเป็นระยะ ๆ [23] ที่มีการสึกหรอของหัวตะโพกเทียมมากจนกระทั่งเป็นปัญหากับการใช้ จนไม่เป็นที่นิยมอีกต่อไป จึงเปลี่ยนเทคนิคของการเคลือบผิวใหม่ด้วย Amorphous Diamond coated บนผิวของโลหะ stainless steel 316L, Ti 6Al 4V และ CoCr ต่อด้วย Amorphous Diamond ใน in vitro และพบว่าการ coat ด้วย amorphous diamond นี้สามารถลดการสึกกร่อนของผิวข้อตะโพกเทียมได้อย่างชัดเจน และในปีถัดมา (1999) Santavirta[24] กับคณะก็รายงานผลการเคลือบผิว cobalt chronium molybdenum ด้วย amorphous diamond ในภาวะที่มี polymethymethacrylate 3rd body อยู่ว่ามีความสามารถต้านทานการสึกหรอได้ดีมาก แต่การศึกษานี้ยังคงเป็น in vitro study อยู่ การเคลือบผิวด้วย amorphous diamond จึงเชื่อว่าน่าจะเป็นความหวังที่จะช่วยลดการสึกหรอของผิวข้อได้อีกทางหนึ่งในอนาคตข้างหน้า

Antimicrobial activity by surface modification technique

ปัญหาการติดเชื้อในการใช้วัสดุชีวภาพเป็นเรื่องที่มีการกล่าวถึงกันมานาน เนื่องจากผลของการเป็นสิ่งแปลกปลอมต่อร่างกาย (Foreign body effect) โดยเฉพาะอย่างยิ่งในผู้ป่วยที่ต้องรับการผ่าตัดซ้ำ (Revision) จึงมีผู้พยายามเคลือบผิวของวัสดุชีวภาพด้วยยาฆ่าเชื้อ เพื่อลดอุบัติการณ์การติดเชื้อที่จะมีตามมา ในปี 1994 Dunn[25] และคณะได้รายงาน porous coated titanium ที่เคลือบผิวด้วย ciprofoxacin HCL ยังคงมีฤทธิ์ฆ่าเชื้ออยู่ได้ถึง 5 วัน ใน in vitro study ในปี 1998 Darouiche[26] รายงานผลการใช้ nail ที่เคลือบด้วย antiseptic chlorhexidine และ chloroxylenol ในกระต่ายทดลองว่าสามารถลดอัตราการติดเชื้อของกระดูกได้ดีกว่าชนิดที่ไม่ได้เคลือบผิว และในปีต่อมารายงานผลการสึกหรอ โดย Moroni ก็ยืนยันในทาง clinical ว่า hydroxyapatite ที่เคลือบผิว pin ในการรักษา

ผู้ป่วยกระดูกหักนั้นมีอัตราการเกิด pin tract infection ลดลงได้จริง สำหรับ Antiseptic activity จากโลหะหนักอีกชนิดหนึ่งคือเงินนั้นได้มีการรายงานจาก Masses[27]และคณะในปี 2000 ถึงการใช้สกรูมีเคลือบด้วยโลหะเงินว่าสามารถลดอัตราการติดเชื้อลงได้ โดยผลของ positive culture จะน้อยกว่ากลุ่มของ uncoated screw แม้ว่าจะเป็น in vitro study ก็ตามแต่ก็คงเป็นความหวังในการพัฒนาต่อไปในอนาคตที่จะเคลือบผิวของโลหะเพื่อลดอัตราการติดเชื้อต่อไป

อ้างอิง

1. Lemons JE. Metallic allays. In : Morrey BF, Chao EY, Counley WP 3rd, Kavanagh BF, Kitaoka HB, Rand JA, Eds. Joint Replacement Arthroplasty. New York : Churchill Livingstone, 1991:13 - 22
2. Starosvetsky D, Gotman I. Corrosion behavior of titanium nitride coated Ni-Ti shape memory surgical alloy. Biomaterials 2001 Jul; 22(13): 1853-9
3. Simon SR. Arthopaedic Basic science. In: Rosemont IL editor, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994, 464 - 73
4. Assad M, Lemieux N, Rivard CH, Yahia LH. Comparative in vitro biocompatibility of nickel-titanium, pure nickel, pure titanium, and stainless steel: genotoxicity and atomic absorption evaluation.Biomed Mater Eng1999; 9(1):1 - 12
5. Matsuno H, Yokoyama A, Watari F, Uo M, Kawasaki T. Biocompatility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium. Biomaterials 2001 Jun; 22(11):1253 - 62
6. Schwartz JT Jr, Engh CA, Forte MR, Kukita Y, Grandia SK. Evalution of initial surface apposition in porous-coated acetabular components. Clin Orthop 1993 Aug; (293): 174 - 87
7. Shen WJ, Chung KC, Wang GJ, Balian G, McLaughlin RE. Demineralized bone matrix in the stabilization of porous-coated implants in bone defects in rabbits. Clin Orthop 1993 Aug; (293): 346 - 52
8. Summer DR, Jasty M, Jacobs JJ, Urban RM, Bragdon CR, Harris WH, Galante JO. Histology of porous-coated acetabular components. 25 cementless cups retrieved after arthroplasty. Acta Orthop Scand 1993 Dec;64(6):619 - 26
9. Bloebaum RD, Bachus KN, Momberger NG, Hofmann AA. Mineral apposition rates of human cancellous bone at the interface of porous coated implants. J Biomed Mater Res 1994 May; 28(5): 537 - 44
10. Woolson ST, Delaney TJ. Failure of a proximal porous-coated femoral prosthesis in revision total hip arthroplasty. J Arthroplasty 1995 Nov; 10 Suppl: S22 - 8
11. Scott DF, Jaffe WL. Host-bone response to porous-coated cobalt-chrome and hydroxyapatite-coated titanium femoral components in hip arthroplasty. Dual-energy x-ray absorptiometry analysis of paired bilateral cases at 5 to 7 years. J Arthroplasty 1996 Jun;11(4):429 - 37
12. Hofmann AA, Bloebaum RD, Bachus KN. Progression of human bone ingrowth into porous-coated implants. Rate of bone ingrowth in humans. Acta Orthop Scand 1997 Apr; 68(2): 161 - 6
13. Lachiewicz PF, Poon ED. Revision of a total hip

arthroplasty with a Harris-Galante porous-coated acetabular component inserted without cement. A follow-up note on the results at five to twelve years. J Bone Joint Surg Am 1998 Jul; 80(7): 980 - 4

14. Dorr LD, Wan Z, Song M, Ranawat A. Bilateral total hip arthoplasty comparing hydroxyapatite coating to porous-coated fization. J Arthroplasty 1998 Oct; 13(7): 729 - 36
15. Coathup MJ, Bates P, Cool P, Walker PS, Blumenthal N. Cobb P, Walker PS, Blumenthal N, Cobb JP, Blunn GW. Osseo-mechanical induction of extra-cortical plates with reference to their surface properties and geometric designs. Biometerials 1999 Apr; 20(8): 793 - 800
16. Kim HM, Kokubo T, Fujibayashi S, Nishiguchi S, Nakamura T. Bioactive macroporous titanium surface layer on titanium substrate. J Biomed Mater Res 2000 Dec 5; 52(3): 553 - 7
17. Rhalmi S, Odin M, Assad M, Tabrizian M, Rivard CH, Yahia LH. Hard, soft tissue and in vitro cell response to porous nickel-titanium : a biocompatibility evaluation. Biomed Mater Eng 1999; 9(3): 151-62
18. Arola DD, McCain ML. Abrasive waterjet peening: a new method of surface preparation for metal orthopedic implants. J Biomed Mater Res 2000 Sep; 53 (5): 536-46
19. Browne M, Gregson PJ. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ion release. Biomaterials 2000 Feb; 21(4): 385 - 92
20. Thierry B, Tabrizian M, Trepanier C, Savadogo O, Yahia L. Effect of surface treatment and sterilization processes on the corrosion behavior of NiTi shape memory alloy. J Biomed Mater Res 2000 Sep 15; 51(4): 685 - 93
21. Pappas MJ, Makris G, Guechel FF. Titanium nhitride ceramic film against polyethylene. A 48 million cycle wear test. Clin Orthop 1995 Aug; (317): 64 - 70
22. Harman MK, Banks SA, Hodge WA. Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. J Arthroplasty 1997 Dec; 12 (8): 938 - 45
23. Raimondi MT, Pietrabissa R. The in-vivo wear performance of prosthetic femoral heads with titanium nitride coating. Biomaterials 2000 May; 21(9): 907 - 13
24. Santavirta SS, Lappalainen R, Pekko P, Anttila A, Konttinen YT. The counterface smoothness, tolerances and coatings in total joint prostheses. Clin Orthop 1999 Dec; (369): 92 - 102
25. Dunn DS, Raghavan S, Volz RG. Ciprofloxacin attachment to porous-coated titanium surfaces. J Appl Biomater 1994 Winter; 5(4): 325 - 31
26. Darouiche RO, Farmer J, Chaput C, Mansouri M, Saleh G, Landon GC. Anti-infective efficacy of antiseptic-coated intramedullary nails. J Bone Joint Surg Am 1998 Sep; 80(9): 1336 - 40
27. Masse A, Bruno A, Bosetti M, Biasibetti A, Cannas M, Gallinaro P. Prevention of pin track infection in external with silber coated pins: clinical and microbiological results. J Biomed Mater Res 2000 Sep; 53(5) : 600 - 4

กิจกรรมการศึกษาต่อเนื่องสำหรับแพทย์

ท่านสามารถได้รับการรับรองอย่างเป็นทางการสำหรับกิจกรรมการศึกษาต่อเนื่องสำหรับแพทย์ กลุ่มที่ 3 ประเภทที่ 23 (ศึกษาด้วยตนเอง) โดยศูนย์การศึกษาต่อเนื่องของแพทย์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตามเกณฑ์ของศูนย์การศึกษาต่อเนื่องของแพทย์แห่งแพทยสภา (ศนพ.) จากการอ่านบทความเรื่อง **"โลหะที่นำมาใช้ในทางออร์โธปิดิกส์ในปัจจุบัน"** โดยตอบคำถามข้างล่างนี้พร้อมกับส่งคำตอบที่ท่านคิดว่าถูกต้องโดยใช้แบบฟอร์มคำตอบท้ายคำถาม แล้วใส่ซองพร้อมซองเปล่า (ไม่ต้องติดแสตมป์) จ่าหน้าซองถึงตัวท่านส่งถึง

ศ. นพ. สุทธิพร จิตต์มิตรภาพ
บรรณาธิการจุฬาลงกรณ์เวชสาร
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. As new metallic alloy which is introduced into orthopaedic recently (Nitinal) is composed of nickel and
   a. Aluminium
   b. Iron
   c. Chronic
   d. Titanium
   e. Cobolt

คำตอบ สำหรับบทความเรื่อง **"โลหะที่นำมาใช้ในทางออร์โธปิดิกส์ในปัจจุบัน"**
จุฬาลงกรณ์เวชสาร ปีที่ 46 ฉบับที่ 2 เดือนกุมภาพันธ์ พ.ศ. 2545
รหัสสื่อการศึกษาต่อเนื่อง 3-15-201-2000/0202-(1005)

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

1. (a) (b) (c) (d) (e)
2. (a) (b) (c) (d) (e)
3. (a) (b) (c) (d) (e)
4. (a) (b) (c) (d) (e)
5. (a) (b) (c) (d) (e)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2. Nitinal has the advantages for the medical application due to the following properties Except.
    a. Thermal shape memory
    b. Superelasticity
    c. Superconductivity
    d. High resistant to galvanic corrosion
    e. High mechanical strength
3. The order of Young's modulus of elasticity from high to low of the following materials is
    a. cobalt alloys, stainless steels, titanium alloy, compact bone
    b. stainless steels, cobalt alloys, titanium alloy, compact bone
    c. titanium alloy, cobalt alloys, stainless steels, compact bone
    d. compact bone, cobalt alloys, stainless steels, titanium alloy
4. Which of the following materials in most likely to undergo pitting and crevice corrosion in vivo?
    a. Alumna
    b. Zircona
    c. Co Cr alloy
    d. Ti6 Al4V
    e. 316L stainless steel
5. Which of the following material combination is the most likely to result in galvanic corrosion in vivo?
    a. Co Cr alloy and zirconio
    b. Co Cr alloy and 316L stainless steel
    c. Co Cr alloy and Ti6 Al4V
    d. Co Cr alloy and alumine
    e. Co Cr alloy and hydroxyapatita

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ท่านที่ประสงค์จะได้รับเครดิตการศึกษาต่อเนื่อง (CME credit)
กรุณาส่งคำตอบพร้อมรายละเอียดของท่านตามแบบฟอร์มด้านหน้า

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