สกรูทางออร์โธปิดิกส์

สุรชัย แซ่จึง
ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

Orthopedic Screws

Surachai Sae-Jung
Department of Orthopaedics, Faculty of Medicine, Khonkaen University

บทคัดย่อ

สกรู หรือตะปูควง เป็นเครื่องมือกลที่เปลี่ยนแรงบิดหมุนเป็นแรงอัด จัดเป็นวัสดุยึดตรึงกระดูกอย่างหนึ่งที่ใช้ในทางออร์โธปิดิกส์อย่างแพร่หลายตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบัน ศัลยแพทย์ออร์โธปิดิกส์ต้องเข้าใจลักษณะรูปร่างของสกรู รวมทั้งเข้าใจกลไกการทำงานสกรูเพื่อสามารถใช้สกรูได้อย่างถูกต้องและไม่เกิดผลเสียต่อผู้ป่วย ซึ่งสกรูทางออร์โธปิดิกส์มี 4 ชนิดหลักได้แก่ cancellous screw, cortical screw, malleolar screw และ shaft screw ส่วนสกรูชนิดใหม่ๆ ได้แก่ cannulated screw, interference screw หรือ PC-fix screw มีการพัฒนาขึ้นมาเพื่อให้สามารถใส่สกรูได้ง่ายขึ้น สะดวก มีความต้านทานการดึงถอนดีขึ้น ไม่หักง่าย รวมทั้งเกิดภาวะแทรกซ้อนกับกระดูก หรือเนื้อเยื่ออ่อนข้างเคียงน้อยที่สุด

Abstract

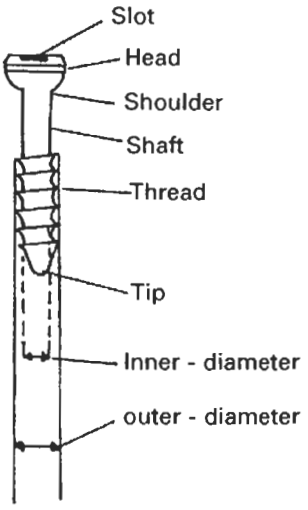
Screw is the internal fixator that used to fasten plates or hold together the fragments of bone. Orthopaedic surgeon must familiar the principles of the screw for safe application for the patients. In this review articles, orthopaedic screws are classified into 4 main types as cancellous screw, cortical screw, malleolar screw and shaft screw. The new trend of the screws such as cannulated screw, interference screw or PC-fix screw are developed to improve the tensile strength, easier utilization and no associated bony or soft tissue complications.

บทนำ

สกรู (Screw) หรือตะปูควง จัดเป็นวัสดุพื้นฐานสำหรับการยึดตรึงกระดูกโดยตรงอย่างหนึ่ง หรือใช้ร่วมกับแผ่นโลหะดามกระดูก (plate) เพื่อยึดตรึงกระดูก มีการผลิต และใช้กันอย่างแพร่หลาย รวมถึงมีการพัฒนาทั้งรูปแบบของสกรูและวัสดุที่ใช้ทำสกรู อย่างต่อเนื่องตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน เพื่อให้สามารถใช้ได้ง่าย มีประสิทธิภาพในการยึดตรึงกระดูกที่ดี มีภาวะแทรกซ้อน และข้อไม่พึงปรารถนาจากการใส่น้อยที่สุด[1]

ส่วนประกอบของสกรู

สกรู โดยทั่วไป มีส่วนประกอบสำคัญ คือ ส่วนหัว (head) ด้ามสกรู (shaft or shank) ส่วนที่เป็นเกลียว (thread) และส่วนปลาย (tip)[1-4] ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงลักษณะทางกายภาพของสกรู

ส่วนหัว จะมีร่อง (slot) เพื่อใช้ไขควง (screw driver) สอดสำหรับไขสกรูเข้าไปในเนื้อวัสดุ หรือกระดูก โดยร่องนี้จะมีรูปร่างต่าง ๆ กัน ไม่ว่าจะเป็นรูปแบบ hexagonal, cruciate, slotted, philips ซึ่งจะสอดคล้องกับรูปร่างส่วนปลายของไขควง สกรูทางออร์โธปิดิกส์ซึ่งออกแบบโดยสถาบัน ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) มีร่องเป็นรูปหกเหลี่ยมด้านเท่า[2] (hexagonal slot) เสมอ และรูปทรงส่วนหัวของสกรูทางออร์โธปิดิกส์เป็นรูปครึ่งทรงกลมเพื่อให้เหมาะต่อการใส่เข้าไปในรูของแผ่นดามโลหะ

ด้ามสกรู จะเป็นส่วนของสกรูที่เรียบ ๆ คั่นอยู่ระหว่างส่วนหัวและส่วนเกลียว ส่วนลำตัวสกรูมีความสั้นยาวแตกต่างกันไป แล้วแต่ชนิดของสกรู ในกรณีที่สกรูนั้นเป็นชนิดมีเกลียวตลอดความยาวหมายความว่าสกรูนั้นมีส่วนหัวสกรูติดกับส่วนเกลียวสกรู หรือหมายความว่าสกรูไม่มีส่วนด้ามนั่นเอง

ส่วนเกลียว เป็นส่วนของสกรู ที่อยู่ถัดต่ำลงมาอีก ส่วนนี้เป็นส่วนสำคัญ ที่ทำให้เกิดแรงอัดตามแนวแกน (axial compression) จากแรงไขสกรู โดยอาศัยลักษณะของเกลียวที่ฝังเข้าไปในเนื้อกระดูกโดยทุกครั้งที่มีการไขสกรูครบ 1 รอบ หรือ 360 องศา เกลียวสกรูฝังเข้าไปในเนื้อกระดูก 1 เกลียวเช่นกัน ส่วนเกลียวนี้มีคำหลายๆ คำที่ใช้บ่งบอกถึงลักษณะจำเพาะของบริเวณนี้ได้แก่

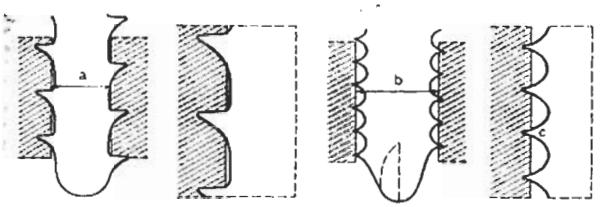
1. เส้นผ่าศูนย์กลางของเกลียวสกรู (outer-diameter) คือระยะเส้นผ่าศูนย์กลางภายนอกสุดจากขอบของเกลียวด้านหนึ่งถึงอีกด้าน ให้ความหมายว่าสกรูนั้นมีเกลียวฝังเข้าไปในเนื้อกระดูกกว้างเท่าใด เป็นตัวบอกถึงแรงต้านการดึงถอน (pull-out strength) ของสกรู นั่นคือสกรูที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางของเกลียวสกรูมาก เกลียวสามารถฝังเข้าไปในเนื้อกระดูกได้มาก สกรูจะยึดตรึงแน่นในเนื้อกระดูก ไม่หลุด หรือถอนออกง่าย เมื่อเทียบกับสกรูที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางของเกลียวสกรูน้อย

2. เส้นผ่าศูนย์กลางของแกนสกรู (inner-diameter) หรือระยะเส้นผ่าศูนย์กลางภายใน (core diameter) เป็นตัวบ่งบอกถึงค่าความแข็งแรงต้านการหักงอ(bending) ของสกรู ชนิดนั้นๆ โดยที่สกรูที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางภายในขนาดใหญ่มีความแข็งแรงต้านการหักงอมากกว่าสกรูขนาดเล็ก หรืออีกนัยหนึ่งแกนสกรูขนาดใหญ่หักยากกว่าขนาดเล็ก

3. ระยะระหว่างเกลียว (pitch) คือระยะห่างระหว่างเกลียวถึงเกลียวถัดไปมีค่าเท่ากับความยาวของส่วนที่มีเกลียวหารด้วยจำนวนเกลียวในความยาวนั้นๆ

4. ระยะนำ (lead) เป็นระยะทางการเคลื่อนที่ตามแนวแกนต่อการหมุนสกรูหนึ่งรอบ หมายความว่าถ้าหมุนสกรูไป 1 รอบหรือ 360 องศา สกรูจะเคลื่อนเข้าไปในเนื้อวัสดุเท่ากับ 1 เกลียว เป็นระยะทางเท่ากับค่าความห่างระหว่างเกลียว แต่ถ้าสกรูนั้นเป็นชนิดเกลียวคู่ (double thread) การหมุนสกรูไป 1 รอบหรือ 360 องศา สกรูจะเคลื่อนเข้าไปในเนื้อวัสดุเท่ากับ 2 เกลียว

5. ลักษณะของเกลียว (pattern of thread) อาจเป็น V-thread หรือ buttress thread สกรูทางออร์โธปิดิกส์มีรูปแบบเกลียวเป็นแบบค้ำยัน (buttress thread) เพราะคุณสมบัติในการยึดตรึงกระดูกดีกว่าแบบแรก (รูปที่ 2)



รูปที่ 2 ลักษณะเกลียวสกรู (ภาพซ้าย) แสดงลักษณะเกลียวสกรูแบบ buttress และ (ภาพขวา) แสดงลักษณะเกลียวสกรูแบบ V (ที่มา เอกสารอ้างอิง 4)

ส่วนปลาย อาจเป็นแบบกลมมน (round) ซึ่งต้องอาศัยเครื่องมือทำเกลียวก่อนใส่สกรูเข้าไปได้ (pretapping) หรืออาจเป็นแบบปลายแหลม (flute หรือ trocar) ซึ่งสามารถใส่สกรูเข้าไปได้เลยภายหลังจากการเจาะรูในเนื้อวัสดุ (self-tapping screw) โดยไม่ต้องใช้เครื่องมือทำเกลียวก่อนใส่สกรู

การจำแนกชนิดของสกรู

สกรูเครื่องกล (Machine screw) โดยส่วนใหญ่แล้วจะมีเกลียวตลอดความยาว และมักจะทำปลายแหลม (fluted tip) เพื่อให้สามารถใส่สกรูได้เลยภายหลังการเจาะรูในเนื้อวัสดุโดยไม่ต้องใช้เครื่องมือทำเกลียวก่อนใส่สกรู (seft-tapping)

สกรูทางออร์โธปิดิกส์[1-4] (ASIF SCREW) เป็นสกรูที่ออกแบบโดยสถาบัน ASIF (Association for the Study of Internal Fixation)[1-2] ในสวิสเซอร์แลนด์ เป็นสกรูที่ใช้กันทั่วไปในทางออร์โธปิดิกส์ มีลักษณะดังนี้ คือ ส่วนหัวจะมีร่องแบบ hexagonal slot มีทั้งชนิดที่ต้องทำเกลียวตัวเมียที่กระดูกก่อนใส่สกรู (non - self tapping screw) และชนิดที่ไม่ต้องทำเกลียว (self - tapping screw) มี 4 ชนิด ดังนี้คือ

1. cancellous screw เป็นสกรูที่เหมาะสำหรับใช้กับ cancellous bone (ซึ่งมีลักษณะเป็นกระดูกที่มีรูพรุนคล้ายฟอง น้ำ) ดังนั้น สกรูชนิดนี้จึงต้องมีลักษณะเกลียวที่ค่อนข้างใหญ่เพื่อให้กินเข้าไปในเนื้อกรดูกพรุนได้มาก และระยะห่างระหว่างเกลียวค่อนข้างมากเพื่อลดปัญหาการแตกร้าวของกระดูกพรุนบริเวณที่ใส่สกรู มีทั้งชนิดที่มีเกลียวทั้งตลอดความยาว (fully thread) และเกลียวไม่ตลอดความยาว (partial thread)

2. cortical screw มีเกลียวตลอดความยาวเกลียวแต่ละ

เกลียวจะเล็กกว่า cancellous และมีระยะห่างระหว่างเกลียวน้อย ๆ (เกลียวถี่ ๆ) เพื่อให้มีการยึดตรึงในกระดูก cortical bone ซึ่งเป็นกระดูกที่มีเนื้อแน่น แข็ง แต่เปราะได้ดี

3. malleolar screw ลักษณะเกลียวจะคล้าย cortical screw แต่ส่วนปลาย จะเป็นปลายแหลมแบบเหลี่ยมคม(troca) เพื่อให้สามารถใส่สกรูได้เลยภายหลังจากการเจาะรูกระดูก โดยไม่ต้องทำเกลียวก่อน (self-tapping screw)

4. shaft screw[5] เป็นสกรูชนิด cortical screw ที่มีเกลียวไม่ตลอดความยาว (partial thread) ทั้งนี้เพื่อให้ง่ายต่อการทำ lag screw fixation

รายละเอียดขนาดของสกรูเหล่านี้รวบรวมไว้ในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงลักษณะกายภาพของสกรูขนาดมาตรฐาน[5]

	Cancellous screw	Cortical Screw	Malleolar screw	Shaft screw
Head diameter	8.0	8.0	8.0	8.0
Hexagonal slot width	3.5	3.5	3.5	3.5
Shaft diameter	4.5	-	3.0	4.5
Core diameter	3.0	3.0	3.0	3.1
Thread diameter	6.5	4.5	4.5	4.5
Thread length	16, 32 & fully thread	fully thread length	equal unthreaded	13 - 26
Pitch	2.75	1.75	1.75	1.75
Drill bit for gliding hole	-	4.5	-	4.5
Drill bit for thread hole	3.2	3.2	3.2	3.2
Tap diameter	6.5	4.5	4.5	4.5

หมายเหตุ *หน่วยของการวัดเป็น มิลลิเมตร*

เทคนิคการใส่สกรูทางออร์โธปิดิกส์

ขั้นตอนการใส่สกรูได้แก่

1. การใช้สว่านเจาะรูกระดูก (drill)

2. การทำเกลียวในรูกระดูก (tap) โดยใช้เครื่องมือทำเกลียวตัวเมีย ถ้าเป็นสกรูชนิด self - tapping screw ก็ข้ามขั้นตอนนี้ไปได้เลย

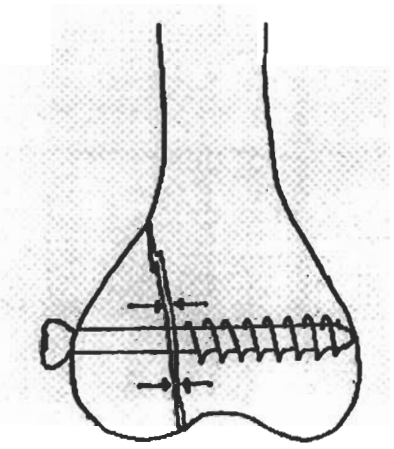
3. การใส่สกรู (screw insertion)

การใส่สกรูโดยวิธีปกติก็ทำตามวิธีขั้นต้น แต่โดยทั่วไปแล้วการใส่สกรู มักต้องใส่ให้ได้ lag effect[4] ซึ่ง หมายถึงการใส่สกรูแล้ว ให้มีการอัดเข้าหากันของชิ้นกระดูกหัก เพื่อไม่ให้มีช่องว่าง (gap) ระหว่างกระดูกหัก ซึ่งหลักการคือ สกรูจะไม่กินกระดูกชิ้นใกล้ (no purchase in near fragment) และเกลียวสกรูต้องฝัง หรือยึดจับกับกระดูกชิ้นไกล (purchase in far fragment) เท่านั้น

การใส่สกรูโดยให้มี lag screw effect สามารถใส่ได้กับสกรูทั้งสอง แบบ ดังนี้ คือ

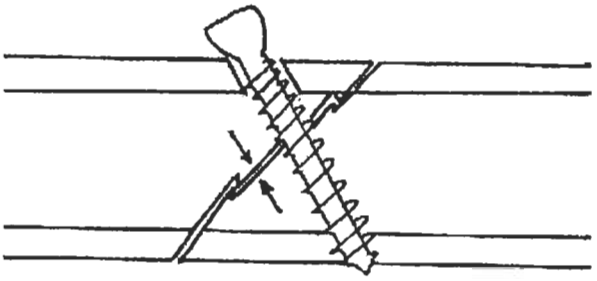
1. สกรูที่มีเกลียวไม่ตลอดความยาว (partial thread)[4-5] การใส่ screw โดยให้เกลียวสกรูทั้งหมดอยู่ในชิ้นกระดูกหักไกล (far fragment) หมายความว่าเกลียวสกรูทั้งหมดฝังอยู่ในชิ้นกระดูกไกลเท่านั้น การไขสกรูเข้าไปเรื่อย ๆ จะทำให้ชิ้นใกล้ เคลื่อนเข้าหาชิ้นไกล และเกิดการอัด (compression) ระหว่างชิ้นกระดูกหักเกิดขึ้น ดังรูปที่ 3

2. สกรูที่มีเกลียวตลอดความยาว (fully thread)[4-5] สามารถใส่ได้แบบข้างต้นโดยการเจาะรูให้รูในชิ้นกระดูกใกล้มีขนาดใหญ่กว่าเกลียว แต่เล็กกว่าหัว เพื่อไม่ให้เกลียวฝัง



รูปที่ 3 แสดงการเกิด lag effect โดยใช้สกรูชนิดมีเกลียวไม่ตลอดความยาว

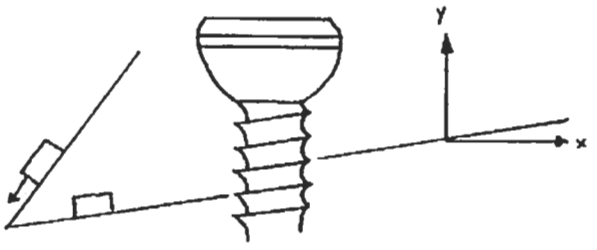
ในเนื้อกระดูกชิ้นใกล้ นั่นคือรูในกระดูกชิ้นใกล้ทำหน้าที่เป็นรูสำหรับไถล (gliding hole) ส่วนเกลียวที่เหลือจะยึดกับกระดูกชิ้นไกล ซึ่งขนาดของรูเจาะในกระดูกเล็กกว่า ผลที่เกิดคือมีการอัดของชิ้นใกล้เข้าหาชิ้นไกล ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แสดงการเกิด lag effect โดยใช้สกรูชนิดมีเกลียวตลอดความยาว

กลศาสตร์ของสกรู

สกรู เป็นเครื่องมือกลที่เปลี่ยนแรงบิด (torque) เป็นแรงอัดตามแนวแกน (axial force)[1] โดยการไขสกรูตามเข็มนาฬิกา มุมลาดเอียงเกลียวสกรู (inclination of screw thread)[6] (รูปที่ 5) เป็นตัวบ่งบอกการเคลื่อนของสกรูฝังเข้าไปในเนื้อกระดูก โดยมุมลาดเอียงมากสกรูเคลื่อนฝังเข้าไปในเนื้อกระดูกได้ดี แต่แรงอัดตามแนวแกนไม่มาก ถอนหลุดง่าย ฉะนั้นมุมลาดเอียงต้องมีค่าพอเหมาะเพื่อให้เกิดการยึดตรึงในเนื้อกระดูกที่ดี ไม่ถอนหลุดง่าย ในขณะที่มีแรงอัดตามแนวแกนที่ดีด้วย การศึกษาของ Von Arx C(1975)[6] พบว่าในขณะที่ไขสกรูจนสุด และการไขเกลียวให้แน่นนั้น จากแรงบิดหมุน หรือ ไขสกรูทั้งหมดนั้น ร้อยละ 40 เปลี่ยนเป็น แรงอัดตามแนวแกน ร้อยละ10 ของแรงบิด ใช้ไปเนื่องจากแรงต้านของผิวสัมผัสระหว่างเกลียวและเนื้อกระดูก ร้อยละ 50 ของแรงบิด ใช้ไปเนื่องจากแรงต้านของผิวสัมผัสระหว่างหัวสกรู และขอบนอก



รูปที่ 5 แสดง inclination angle ของเกลียวสกรู โดยแกน x และ y แทนแกนนอนและแกนตั้งตามลำดับ สังเกตว่าถ้ามุมนี้มีค่ามากเกินไป สกรูจะถอนได้ง่าย

ของกระดูก ดังนั้นจากหลักการนี้จึงอธิบายได้ว่าในการใส่สกรูและแผ่นโลหะยึดตรึงเนื้อกระดูก (plate and screw fixation) จึงสามารถบิดหมุนสกรูด้วยแรงบิดที่มากเป็น 2 เท่า เมื่อเทียบกับการใส่สกรูเพื่อยึดตรึงเนื้อกระดูกโดยตรง และการใส่สกรูไม่ควรไขสกรูจนแน่นเกินขีดความแข็งแรงของสกรู (limit of strength or ductility) แต่ควรใช้แรงเพียง 2 ใน 3 ของขีดจำกัดนี้ ซึ่งการศึกษาของ Cordey และ คณะ[7-8] พบว่า ในมือของศัลยแพทย์ออร์โธปิดิกส์ ที่ชำนาญนั้น แรงบิดที่ศัลยแพทย์เหล่านี้ใช้หมุนสกรูที่คิดว่าพอเหมาะที่สุดนั้น วัดออกมายังสูงถึง 86% ปัจจุบันได้มีการคิดค้นไขควงชนิดที่มีขีดจำกัดแรงบิดเพื่อช่วยให้การไขสกรูใช้แรงที่ไม่มากจนเกินไป (torque - limiting screw driver)

แรงอัดตามแนวแกนที่เกิดขึ้นในกรณีที่ใส่สกรูเพื่อยึดกระดูกหักเฉียง จะเกิดขึ้นเป็นพื้นที่ขนาดเล็กรอบ ๆ สกรูเท่านั้น และการยึดตรึงเพียงจุดเดียวกระดูกที่หักสามารถมีการบิดหมุนได้ ดังนั้นการใส่สกรูเพื่อยึดกระดูกหักเฉียงนั้นควรใส่สกรูอย่างน้อย 2 ตัวขึ้นไป การศึกษาของ Cordey และคณะ[7-8] ศึกษาแรงอัดตามแนวแกนของสกรู จากการไขสกรูขนาด 4.5 มม. ของศัลยแพทย์ออร์โธปิดิกส์ที่ชำนาญ พบว่าแรงอัดที่เกิดขึ้น มีค่าเฉลี่ย 2000 - 3000 นิวตัน และ Blumlein และคณะ[6] ศึกษาในสัตว์ทดลองพบว่า แรงอัดจากการใส่สกรูตั้งแต่แรก นั้นลดลงอย่างช้ามากในระยะเวลาหลายเดือน นั่นคือ ถ้าแรงอัดมีมากจนเกินไป จนเกิดการตายของเนื้อกระดูกที่รับแรงอัดนั้น ๆ (bone necrosis) จะมีผลต่อการหายของกระดูกหัก (bone healing) คือทำให้กระดูกที่หักนั้นติดช้าลง

ภาวะไม่พึงปรารถนาจากการใส่สกรู

1. สกรูหัก โดยส่วนใหญ่แล้วเกิดจากการที่สกรูมีขนาด core diameter ขนาดเล็ก เมื่อมี bending force มากระทำจึงหักง่าย ซึ่งความแข็งแรงต้านการหักงอเพิ่มขึ้นได้โดยการทำสกรูให้ขนาด core diameter ใหญ่ขึ้น เช่น การเพิ่มขนาดขึ้น 30% โดยการเปลี่ยนขนาดสกรูจาก 3 มม. เป็น 4 มม. พบว่าความแข็งแรงต้านการหักงอเพิ่มขึ้นเป็น 3 เท่าของสกรูขนาด 3 มม.[6]

2. สกรูหลวม โดยส่วนใหญ่แล้วเกิดขึ้นเนื่องจาก วิธีการใส่สกรูไม่ถูกต้อง ส่วนในกรณีที่ใส่สกรูในครั้งแรกดีแล้ว ต่อมามีการหลวมของสกรูเกิดขึ้นนั้น การศึกษาของ Ganz และคณะ[4] สรุปว่า เกิดจากการมีการเคลื่อนไหวแบบ micromotion เกิดขึ้นที่ผิวสัมผัสระหว่างเกลียวกับกระดูก มากกว่าที่จะเป็นจาก mechanical overload หรือ pressure necrosis จากการใส่สกรู

ความก้าวหน้าใหม่ของสกรูทางออร์โธปิดิกส์

Cannulated cancellous bone screw[4]

เป็นพัฒนาการของสกรูที่มีลักษณะเกลียว และรูปร่างเหมือน cancellous screw เพียงแต่มีรูกลวงตลอดความยาว (รูปที่ 6) เพื่อให้สะดวกใช้ เช่น ในกรณีคอกระดูกต้นขาหัก (fracture of femoral neck) ที่จัดกระดูกเข้าที่แล้วใช้ guide wire ยึดตรึงไว้ชั่วคราว สามารถใช้สกรูสอดผ่าน guide wire เพื่อยึดตรึงกระดูกได้เลย หลังจากยึดกระดูกได้ดีแล้ว จึงถอน guide wire ออก มี 2 ขนาด คือ ขนาดใหญ่ และ ขนาดเล็ก (large and small cannulated screw) ดังนี้คือ ขนาดใหญ่ 6.5 มม. มีช่องกลวง(cannulation) ขนาด 2.1 มม. ใช้กับ guide wire ขนาด 2 มม. และ สกรูขนาดเล็ก 3.5 มม. มีช่องกลวง ขนาด 1.35 มม. ใช้กับ guide wire ขนาด 1.25 มม.[4]

รูปที่ 6 แสดง cannulated screw

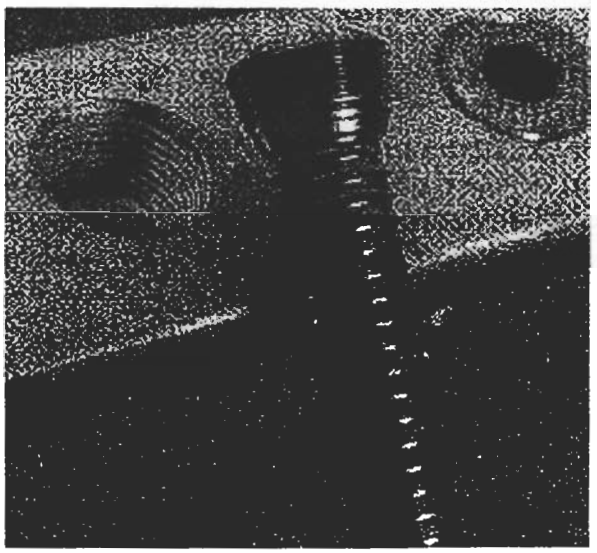
Cannulated headless interference screw[3]

สกรูชนิดนี้มีเกลียวใหญ่ ไม่มีส่วนหัว (รูปที่ 7)ใช้ฝังเข้าไปใน cancellous bone เช่น ในกรณียึด bone-patellar tendon-bone graft ให้แน่นในช่องกระดูก เมื่อทำการผ่าตัด ACL reconstruction ซึ่งมีหลักฐานยืนยันว่า แรงต้านการดึงถอนของ bone-patellar tendon-bone graft ในกรณีที่ใช้ 6.5 มม. cancellous screw ยึดเท่ากับ 600 นิวตัน แต่ถ้าใช้ cannulated headless interference screw ขนาด 9 มม. พบว่าแรงต้านการดึงถอนสูงถึง 1600 นิวตัน สกรูชนิดนี้มี 2 ขนาด คือ ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7 และ 9 มม.

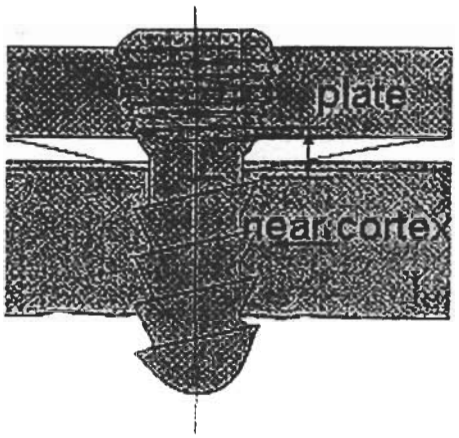
รูปที่ 7 แสดง cannulated headless interference screw (ที่มา เอกสารอ้างอิง 3)

Internal fixator with locked screws[6]

แม่แบบคือ PC-Fix(POINT Contact Fixator) และ LISS(Less Invasive Stabilization System) (รูปที่ 8, 9) โดยหลักการคือ การใช้สกรูขนาดสั้นๆ ยึดตรึงกระดูกเฉพาะชิ้นกระดูกใกล้ (near cortex) เพื่อความปลอดภัยต่อเนื้อเยื่อหรือโครงสร้างที่อยู่รอบ ๆ กระดูกด้านตรงข้ามกับที่ใส่สกรู และสกรูเป็นชนิด สามารถเป็นสว่านในตัว (self-drilling) และสามารถทำเกลียวในตัว (self-tapping)



รูปที่ 8 แสดง PC - fix สังเกตเกลียวที่รูของ plate และ เกลียวที่หัวสกรู (ที่มา เอกสารอ้างอิง 6)



รูปที่ 9 แสดง PC-fix สกรูยึดเฉพาะกระดูกชิ้นใกล้ (unicortical screw fixation) (ที่มา เอกสารอ้างอิง 6)

เพื่อให้ง่ายต่อการใส่สกรูขณะเดียวกันส่วนหัวของสกรูมีรูปร่างเป็นรูปกรวย (cone shape) พร้อมกับทำเป็นเกลียวขนาดเล็กเพื่อให้ยึดได้พอดีกับเกลียวตัวเมียที่มีบนแผ่นโลหะดามกระดูก (plate) เหล่านี้ทำให้สามารถไขสกรูจนแน่นบนแผ่นโลหะดามกระดูกก่อนที่สกรูจะอัดแน่นกับกระดูกทำให้ไม่เสี่ยงต่อการไขสกรูด้วยแรงที่มากเกินไป จนสกรูหรือกระดูกเกิดการแตกหัก การศึกษาของ Banovetz และคณะ[9] ศึกษา การใส่สกรูชนิดธรรมดาที่ทำด้วย Titanium พบว่ามีสกรูหัก 1 ตัว ขณะเดียวกันการศึกษาของ Hass และ คณะศึกษา PC-Fix ที่ทำด้วย titanium ไม่พบว่ามีสกรูหักเลย

สรุป

สกรู หรือตะปูควง เป็นเครื่องมือกลที่เปลี่ยนแรงบิดหมุนเป็นแรงอัด ซึ่งได้ประโยชน์มากในการประยุกต์นำมาใช้เพื่อการยึดตรึงกระดูกที่หักเข้าด้วยกัน หรือใช้ร่วมกับแผ่นดามโลหะยึดตรึงกระดูก โดยหลักการสกรูที่ดีต้องใส่เข้าไปในเนื้อกระดูกได้ง่าย สะดวก มีความสามารถในการยึดตรึงกระดูกที่ดีไม่ถอน หัก หรือหลุดหลวมได้ง่าย อีกทั้งไม่มีภาวะแทรกซ้อนต่อกระดูก และเนื้อเยื่ออ่อนข้างเคียง ดังนั้นจึงได้เห็นพัฒนาการทางด้านรูปแบบของสกรูออกมาหลากหลายรูปแบบเพื่อให้บรรลุวัตถุประสงค์ข้างต้น

เอกสารอ้างอิง

1. วิรุฬห์ เหล่าภัทรเกษม. วัสดุสำหรับการยึดตรึงกระดูกโดยตรง. ใน : วิรุฬห์ เหล่าภัทรเกษม, บก. พื้นฐานวิชากระดูกหัก-ข้อเคลื่อนหลุด. กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์, 2532 : 150-87.
2. Christian CA. General principles of fracture treatment. In : Canale ST, ed. Campbell's Operative Orthopaedics. Missouri : Mosby-Year Book Inc., 1998 : 1993-2041.
3. Chandler RW. Principles of internal fixation. In : Rockwood CA,Jr., Green DP, Bucholz RW, Heckman JD, eds. Rockwood and Green's Fractures in Adults. Philadelphia : Lippincott-Raven Publishers, 1996 : 159-229.
4. Schatzker J. Screws and plates and their application. In : Muller ME, Allgower M, Schneider R, Willeneger H, eds. Manual of Internal Fixation. Heidelberg : Springer-Verlag, 1991 : 179-90.
5. Texhammar R. AO/ASIF instrumentation. In : Baumgart F, Buchanan J, Disegi JA, Hertel R, Murphy A, eds. AO/ASIF Instruments and Implants. Heidelberg : Springer-Verlag, 1994 : 49-434.
6. Perren SM, Frigg R, Hehli M, Tepic S. Lag screw. In : Colton CL, Fernandez DeÏOca A, Holz U, Kellam JF, Ochsner PE, ed. AO Principles of Fracture Management. Clavadelerstrasse: AO Publishing, 2000 : 157-68.
7. Perren SM, Cordey J, Baumgart F. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. International Journal of Orthopedic Trauma 1992; 2:31-48.
8. Cordey J, Rahn BA, Perren SM. Human torque control in the use of bone screw. In : Uthoff HK, ed. Current Concepts of Internal Fixation of Fractures. NewYork : Springer-Verlag : 235-43.
9. Banovetz JM, Sharp R, Probe RA. Titanium plate fixation : a review of implant failures. J Orthop Trauma 1996; 10(6) : 389-94.