



ใบรับรองวิทยานิพนธ์
บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (เทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรม)

ปริญญา

เทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรม

โครงการสหวิทยาการระดับบัณฑิตศึกษา

สาขา

ภาควิชา

เรื่อง การศึกษาทางชีวกลศาสตร์สำหรับการตามกระดูกแบบสอดแกนตามกระดูกจากทางด้านบนและ
จากปลายด้านล่างสำหรับการแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

A Biomechanical Study of the Antegrade and Retrograde Nailing for the Femoral
Shaft Comminuted Fracture Fixation

นามผู้วิจัย นายมารุต วงษ์คำซ่าง

ได้พิจารณาเห็นชอบโดย

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ศุภสิทธิ์ รอดขวัญ, Ph.D.)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(ศาสตราจารย์บรรจง มไหสวริยะ, M.D.)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(อาจารย์กฤษณ์ไกรพี สิทธิเสรีประทีป, D.Eng.)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(อาจารย์ชนะ รักษศิริ, D.Eng.)

ประธานสาขาวิชา

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ชัชพล ชังชู, Ph.D.)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์รับรองแล้ว

(รองศาสตราจารย์กัญญา ชีระกุล, D.Agr.)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

วันที่ เดือน พ.ศ.

วิทยานิพนธ์

เรื่อง

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์สำหรับการตามกระดูกแบบสอดแกนตามกระดูก
จากทางด้านบนและจากปลายด้านล่างสำหรับการแตกหักแบบละเอียด
ของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

A Biomechanical Study of the Antegrade and Retrograde Nailing for
the Femoral Shaft Comminuted Fracture Fixation

โดย

นายมารุต วงษ์คำซ่าง

เสนอ

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์

เพื่อความสมบูรณ์แห่งปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (เทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรม)

พ.ศ. 2553

มารุต วงษ์คำซ่าง 2553: การศึกษาทางชีวกลศาสตร์สำหรับการตามกระดูกแบบสอดแกน
ตามกระดูกจากทางด้านบนและจากปลายด้านล่างสำหรับการแตกหักแบบละเอียดของ
กระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง ปรินญาวิศวะกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (เทคโนโลยีการ
ผลิตทางอุตสาหกรรม) สาขาเทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรม โครงการสหวิทยาการ
ระดับบัณฑิตศึกษา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก:
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ศุภสิทธิ์ รอดขวัญ, Ph.D. 117 หน้า

การตามกระดูกต้นขาที่หักโดยวิธีสอดแกนตามกระดูกเข้าไปในโพรงกระดูกต้นขาด้วย
วิธีการขยายโพรงกระดูกก่อนใส่แกนตามนั้นเป็นการปฏิบัติวิธีการผ่าตัดรักษาที่ดีเลิศในการ
รักษาการหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลาง อย่างไรก็ตามยังคงมีข้อขัดแย้งที่เกี่ยวกับ
ประสิทธิภาพการรักษาด้วยแกนตามกระดูกแบบสอดลงตามทาง และแบบสอดย้อนทางดังนั้น
งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของระบบแกนตามทั้ง 2 แบบทาง
ชีวกลศาสตร์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์(FEM)โดยพิจารณาการกระจายตัวของค่าความเค้น
และความเครียดที่เกิดขึ้นในช่วงขณะซ่อมแซมรอยหักหลังจากใส่แกนตามเข้าไปในกระดูกต้นขา
งานวิจัยนี้ได้ประยุกต์ใช้วิธีการทางภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ร่วมกับเทคนิควิศวกรรมย้อนรอย
คอมพิวเตอร์ช่วยการออกแบบ และFEM เพื่อใช้วิเคราะห์ค่าความเค้นบนแกนตาม และกระดูกต้น
ขาโดยทำการเปรียบเทียบระหว่าง 2 ตัวแปรซึ่งประกอบไปด้วย (1) ระดับของการแตกหักแบบ
ละเอียดที่มีรอยหักกว้าง 1 ซม.ทั้งหมด 3 ระดับบริเวณกระดูกต้นขาท่อนกลาง (2) คุณสมบัติของ
วัสดุตามช่วงเวลาหลังจากใส่แกนตามกระดูก 3 ช่วงเวลา ภายใต้เงื่อนไขการยื่นด้วยขาเพียงข้าง
เดียวในขณะที่กำลังก้าวเดิน โดยผลลัพธ์ที่ได้พบว่าการกระจายตัวของความเค้นหนาแน่นบริเวณ
รูศกรูของแกนตามในทุกกรณีโดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงเริ่มต้นของการซ่อมแซมรอยหักจะพบว่ามีค่า
ความเค้นเกิดขึ้นบนแกนตามสูงสุด ซึ่งในกรณีการหักช่วงบนแกนตามแบบสอดย้อนทางจะมีค่า
ความเค้นเกิดขึ้นสูงกว่าแกนตามแบบสอดตามทาง แต่ในกรณีการหักช่วงล่างจะมีผลลัพธ์ที่ตรงข้าม
กัน แม้ว่าจากผลการวิเคราะห์แกนตามแบบสอดย้อนทางมีความมั่นคงทางชีวกลศาสตร์ของรอยหัก
สูงกว่าแต่จากผลของค่าความเค้นกลับพบว่า แกนตามแบบสอดย้อนทางมีค่าความเค้นที่มากกว่าใน
กรณีการหักช่วงกลาง ดังนั้นแกนตามแบบสอดตามทางจึงเหมาะสมในการรักษาการแตกหักบริเวณ
ช่วงบนและช่วงกลางส่วนแกนตามแบบสอดย้อนทางจะเหมาะกับการรักษาการหักช่วงล่าง

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

Marut Wongcumchang 2010: A Biomechanical Study of the Antegrade and Retrograde Nailing for the Femoral Shaft Comminuted Fractures Fixation. Master of Engineering (Industrial Production Technology), Major Field: Industrial Production Technology, Interdisciplinary Graduate Program. Thesis Advisor: Assistant Professor Supasit Rodkwan, Ph.D. 117 pages.

Intramedullary (IM) fixation with reaming is an excellent operative procedure that has revolutionized the treatment of fractures of the femoral shaft. However, there are still controversial issues related to the treatment of antegrade nailing and retrograde nailing. The purpose of this research aimed to evaluate the biomechanical performance of both fixators using the finite element method (FEM) to investigate the stress and strain distributions in the healed femur after fixation. This study presents an advanced method of use CT images combined with 3D reverse engineering CAD and FEM techniques to analyze and evaluate stress distributions in the nail and femur comparing between two parameters, which are (1) three different locations of comminuted fractures with the fracture gap of 1 cm. in the mid-third region, (2) three different material properties of bone involved in the fracture healing process. Under single-legged stance loading condition while walking activity, the results showed that the higher stress concentration at the nail–screw interfaces for all cases especially in earlier healing process were produce the maximum stress occurred on it. In case of the proximal fragment, the retrograde nailing produced the stress higher than antegrade nailing but in case of distal fragment was opposite result. Although the analysis showed that the biomechanical stability of fractures for cases of retrograde nailing gave better results than antegrade nailing. Nevertheless the result of stress occurred on retrograde nail in case study of the middle fragment was higher than antegrade nail. Therefore the antegrade technique was preferred than retrograde technique in case of the proximal and middle fragment but retrograde technique was preferred for the distal fragment.

Student's signature

Thesis Advisor's signature

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ศุภสิทธิ์ รอดขวัญ ประธานกรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ศ.นพ.บรรจง มไหสวริยะ อาจารย์ ดร.กฤษณ์ไกรพ์ สิทธิเสรีประทีป และอาจารย์ ดร.ชนะ รักษ์ศิริ กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์แต่ละท่านที่กรุณาช่วยเหลือ และคอยให้คำแนะนำในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ให้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ชัชพล ชังชู และรศ. ดร. ชาวสวน กาญจน์มัย สำหรับคำแนะนำต่างๆในการปรับปรุงแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบคุณทางห้องปฏิบัติการต้นแบบรวดเร็วทางการแพทย์ ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (MTEC) สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี สำหรับความอนุเคราะห์ในการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ และอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องต่างๆในการทำแบบจำลองสามมิติและในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ขอขอบคุณทางสถาบันคั้นคว่ำและพัฒนาเทคโนโลยีการผลิตทางอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ สำหรับความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องเก็บพิกัดสามมิติระบบเลเซอร์ที่ใช้ในงานวิศวกรรมย้อนรอย

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณบุคคลในครอบครัวสำหรับความรัก และกำลังใจในการทำงาน ขอขอบคุณเพื่อนๆ ตลอดจนบุคคลากรต่างๆทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือแต่มิได้เอ่ยนามมา ณ ที่นี้

มารุต วงษ์คำซ่าง

พฤษภาคม 2553

สารบัญ

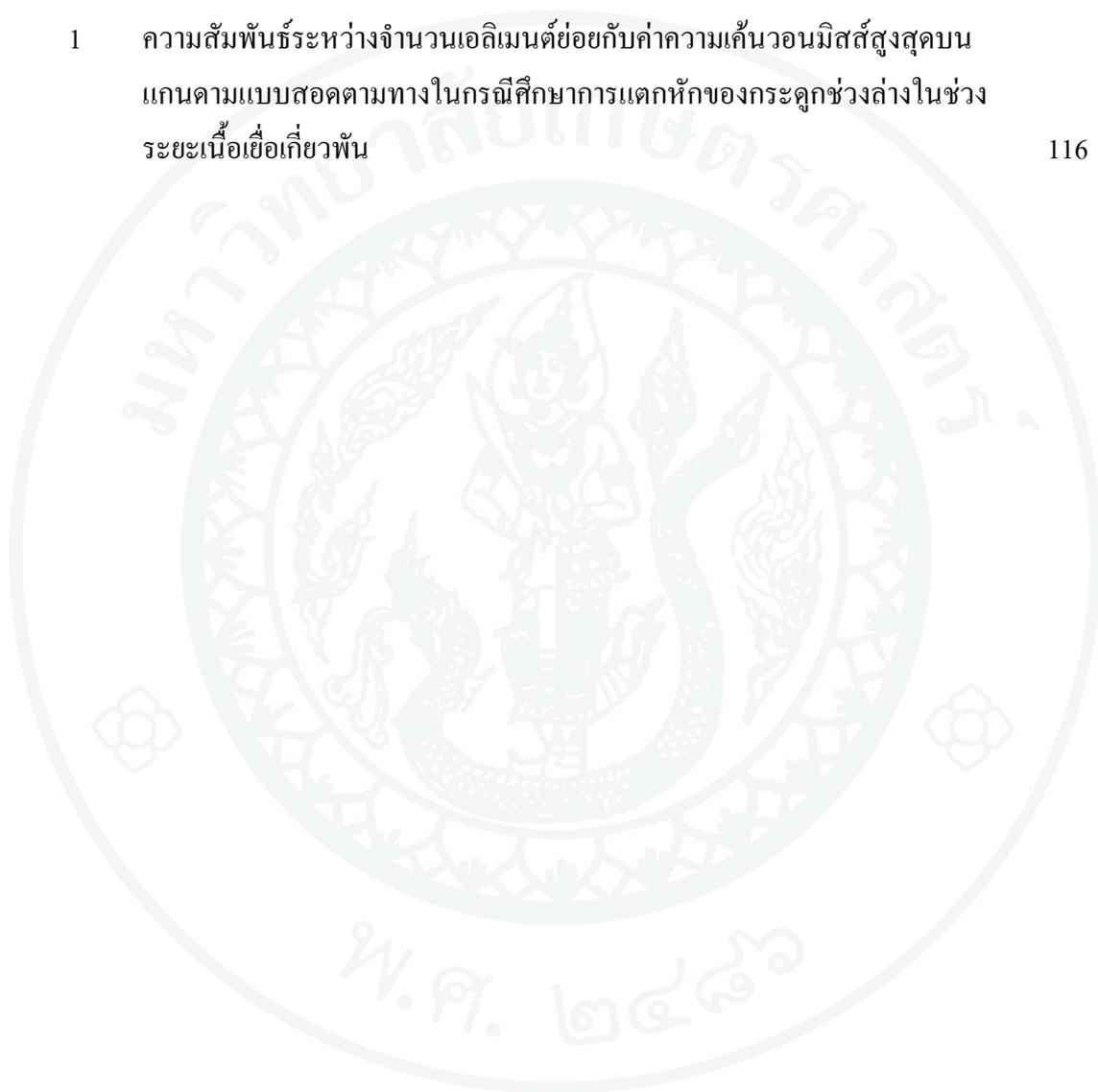
| | หน้า |
|-------------------------------|------|
| สารบัญ | (1) |
| สารบัญตาราง | (2) |
| สารบัญภาพ | (4) |
| คำอธิบายสัญลักษณ์ และอักษรย่อ | (11) |
| คำนำ | 1 |
| วัตถุประสงค์ | 3 |
| การตรวจเอกสาร | 5 |
| อุปกรณ์และวิธีการ | 54 |
| อุปกรณ์ | 54 |
| วิธีการ | 55 |
| ผลและวิจารณ์ | 82 |
| ผล | 82 |
| วิจารณ์ | 95 |
| สรุปและข้อเสนอแนะ | 102 |
| สรุป | 102 |
| ข้อเสนอแนะ | 103 |
| เอกสารและสิ่งอ้างอิง | 104 |
| ภาคผนวก | 109 |
| ประวัติการศึกษาและการทำงาน | 117 |

สารบัญตาราง

| ตารางที่ | | หน้า |
|----------|---|------|
| 1 | คุณสมบัติทางเชิงกลที่แตกต่างกันตามทิศทางของการทดสอบกระดูกเนื้อแน่น | 10 |
| 2 | ความแข็งแรงก่อนการวิบัติ (Ultimate strength) ของกระดูกเนื้อแน่นบริเวณกระดูกต้นขา | 10 |
| 3 | แรงสูงสุดที่กระทำต่อหัวกระดูกต้นขา (Hip contact force) จากกิจกรรมต่าง ๆ | 16 |
| 4 | ค่าแรงกระทำจากกล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณกระดูกต้นขา และแรงปฏิกิริยาตรงข้อสะโพกที่ร้อยละ 25 ของช่วงเวลาในขณะที่ก้าวเดิน (25 % Gait cycle) | 18 |
| 5 | คุณสมบัติของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ในการคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ | 73 |
| 6 | การเปรียบเทียบความเครียดสูงสุดในแต่ละระดับที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขา | 77 |
| 7 | การเปรียบเทียบผลของระยะทางการเคลื่อนที่แตกต่างกันในแต่ละช่วงระดับของกระดูกต้นขา | 78 |
| 8 | สภาวะต่างๆที่ใช้ในการคำนวณระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ | 80 |
| 9 | ความเค้นวอนนิสส์สูงสุดที่แกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 83 |
| 10 | ความเค้นวอนนิสส์สูงสุดที่ตัวกระดูกแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 84 |
| 11 | ความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 85 |
| 12 | ความเค้นวอนนิสส์สูงสุดที่แกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 86 |
| 13 | ความเค้นวอนนิสส์สูงสุดที่ตัวกระดูกแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 87 |
| 14 | ความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 88 |
| 15 | ความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 93 |
| 16 | ความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา | 94 |

สารบัญตาราง (ต่อ)

| ตารางผนวกที่ | หน้า |
|---|------|
| 1 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนอิเล็กตรอนคู่โดดเดี่ยวกับค่าความเค้นวอนนิสต์สูงสุดบนแกนตามแบบสอดคล้องตามทางในกรณีศึกษาการแตกหักของกระดูกช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน | 116 |



สารบัญภาพ

| ภาพที่ | | หน้า |
|--------|---|------|
| 1 | กระดูกต้นขา: ก. ตำแหน่งของกระดูกต้นขา และ ข. ภาพตัดขวางของกระดูกต้นขา | 6 |
| 2 | การแบ่งกระดูกต้นขาออกเป็น 3 ส่วนตามลักษณะทางกายภาพที่แตกต่างกัน | 8 |
| 3 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของกระดูกเนื้อแน่น | 9 |
| 4 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นอัดและความเครียดกับความหนาแน่นกระดูก | 12 |
| 5 | กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงต่อแรงเค้นอัดกับความหนาแน่นของเนื้อกระดูก | 12 |
| 6 | เส้นเอ็นยึดต่อกระดูกสะโพกกับหัวกระดูกต้นขา | 14 |
| 7 | กล้ามเนื้อบริเวณต้นขาขวา: ด้านซ้ายเป็นภาพทางด้านหน้า และด้านขวาเป็นภาพทางด้านหลัง | 15 |
| 8 | ตำแหน่งของแรงต่างๆที่กระทำกับกระดูกต้นขา | 17 |
| 9 | บริเวณกระดูกต้นขาตอนกลางส่วนบน (Upper third) ส่วนกลาง (Middle third) และส่วนล่าง (Lower third) | 19 |
| 10 | ลักษณะการแตกหักของกระดูกจากแรงกระทำรูปแบบต่างๆ | 20 |
| 11 | ลักษณะการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง: I. แบบทรานเวอร์ส (Transverse) II. แบบออฟลิก (Oblique) III. แบบสไปรัล (Spiral) IV. แบบสไปรัลร่วมกับบัตเตอร์ไฟล์ (Spiral with butterfly) V. แบบคอมมินิวต์ (Comminute) VI. แบบเซกเมนทัล (Segmental) และ VII. แบบมีชิ้นส่วนกระดูกที่สูญหาย (Bone loss) | 21 |
| 12 | การแตกหักแบบคอมมินิวต์ของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง (Comminution of femoral shaft fractures) | 23 |
| 13 | การแตกหักแบบซับซ้อนของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง | 24 |
| 14 | ลักษณะการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาที่หักซึ่งเกิดจากแรงกระทำของกล้ามเนื้อในตำแหน่งหักที่ระดับแตกต่างกัน (ซ้าย: ภาพทางด้านหน้า และขวา: ภาพทางด้านข้าง) ก. ระดับบน ข. ระดับกลาง และ ค. ระดับล่าง | 25 |

สารบัญญภาพ (ต่อ)

| ภาพที่ | หน้า | |
|--------|---|----|
| 15 | ขั้นตอนในการซ่อมแซมกระดูกที่เกิดการแตกหัก | 28 |
| 16 | ขั้นตอนการซ่อมแซมกระดูกในระยะการปรับแต่ง (Remodeling phase) | 29 |
| 17 | วิธีการรักษากระดูกหักโดยวิธีอนุรักษนิยม วิธีการใส่ฝื่ออก (ภาพซ้าย) และวิธีการใช้เครื่องดึงถ่วง (ภาพขวา) | 31 |
| 18 | การรักษาโดยโครงยึดตรึงกระดูกที่อยู่ภายนอกร่างกาย | 34 |
| 19 | การรักษาโดยการยึดตรึงด้วยเข็มและลวด | 35 |
| 20 | หลักการทํางานของสกรูในการยึดตรึงกระดูก | 36 |
| 21 | แผ่นดามกระดูก | 37 |
| 22 | ระบบหลอดเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลาง (Diaphysis) | 39 |
| 23 | ลักษณะการยึดตรึงกระดูกต้นขาของแผ่นดามกระดูก และแกนดามกระดูก: ก. การเปรียบเทียบ โมเมนต์ดัด (Bending moment) ข. การเปรียบเทียบการช่วยรับแรงภาระ (Load sharing) | 40 |
| 24 | วิธีการสอดลงตามทาง (Antegrade nailing) สำหรับการยึดตรึงกระดูกต้นขา | 42 |
| 25 | วิธีการสอดย้อนทางขึ้น (Retrograde nailing) สำหรับการยึดตรึงกระดูกต้นขา | 43 |
| 26 | ลักษณะการใส่แกนดามชนิดมีสลัก (Locked nailing): ก. การยึดตรึงแบบสถิต ข. การยึดตรึงแบบพลศาสตร์ | 44 |
| 27 | การใช้เทคนิค RE ร่วมกับ CAD เพื่อช่วยจำลองการใส่ TGN | 48 |
| 28 | แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของการแตกหักแบบซับซ้อนของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง: ด้านซ้ายเป็นภาพแบบจำลอง และด้านขวาเป็นภาพภาวะของแรงกระทำ | 51 |
| 29 | ความเครียดหลักสูงสุด ϵ_1 และต่ำสุด ϵ_3 ตามความยาวของกระดูกต้นขาในช่วงจังหวะขณะที่กำลังก้าวเดิน 45% ของรอบการเดินโดยเส้นหนาแสดงถึงความเครียดหลักเนื่องจากแรงกระทำทั้งหมด เส้นบางแสดงถึงความเครียดหลักเนื่องจากแรงกระทำแบบอย่างง่าย | 53 |

สารบัญภาพ (ต่อ)

| ภาพที่ | | หน้า |
|--------|--|------|
| 30 | กล่องใส่กระดูกต้นขาที่ใช้ในการสแกน (ซ้าย) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ Spiral CT Scanner (Tomoscan AV) (ขวา) | 55 |
| 31 | ช่วงค่าระดับความเข้มของแสงแบบฮานส์ฟิลด์ | 57 |
| 32 | ภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ภาคตัดขวางของกระดูกต้นขาช่วงกลาง (ซ้าย) และภาพถ่าย เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่แสดงผลการเลือกค่าความเข้มของแสงตามค่า HU ที่กำหนด (ขวา) | 58 |
| 33 | รูปแบบไฟล์ STL จากการนำเอารูปสามเหลี่ยมหลายๆ ชิ้นมาประกอบเป็นรูปทรง 3 มิติ | 58 |
| 34 | เส้นรอบรูปทั้งภายในและภายนอกของกระดูกต้นขาที่สร้างขึ้นจากการประมาณค่า HU ในแต่ละชั้น (ซ้าย) และแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขา (ขวา) | 59 |
| 35 | แบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาภายหลังการปรับแต่งและซ่อมแซมพื้นผิว (ซ้าย) และภาพตัดขวางตามแนวแกนแสดงรายละเอียดด้านในกระดูกต้นขา (ขวา) | 60 |
| 36 | การสแกนแกนตามยัดตรงกระดูกโดยใช้ลำแสงเลเซอร์ | 61 |
| 37 | กลุ่มพิกัดจุดของพื้นผิวแกนตามยัดตรงกระดูกจากการสแกนโดยใช้ลำแสงเลเซอร์ | 62 |
| 38 | แบบจำลอง 3 มิติของแกนตามยัดตรงกระดูกต้นขา: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง (ซ้าย) แกนตามแบบสอดคล้องย้อนทาง (ขวา) | 63 |
| 39 | การสร้างส่วนโค้งของกระดูกต้นขาและแกนตามกระดูกต้นขา | 64 |
| 40 | ระนาบอ้างอิงของกระดูกต้นขา กับแกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทาง (บน) และแกนตามกระดูกแบบสอดคล้องย้อนทาง (ล่าง) | 65 |
| 41 | แบบจำลองเสมือนจริงในการใส่แกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทาง (ซ้าย) และแกนตามกระดูกแบบสอดคล้องย้อนทาง (ขวา) | 66 |
| 42 | ตำแหน่งรอยแตกหักทั้ง 3 ช่วง: ช่วงบนที่ 65% ช่วงกลางที่ 50% และช่วงล่างที่ 35% ของความยาวกระดูกต้นขาทั้งหมด | 67 |

สารบัญญภาพ (ต่อ)

| ภาพที่ | | หน้า |
|--------|--|------|
| 43 | แบบจำลองของกระดูกต้นขาที่แตกหักบริเวณช่วงท่อนกลาง | 68 |
| 44 | รูปแบบของการแบ่งเอลิเมนต์แบบต่างๆ | 69 |
| 45 | แบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของกระดูกต้นขาปกติ | 70 |
| 46 | แบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนคานแบบสอดลงตามทาง | 71 |
| 47 | แบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนคานแบบสอดย้อนทาง | 72 |
| 48 | รูปแบบการจำลองข้อจำกัดทางกายภาพของแรงที่กระทำระหว่างข้อสะโพกกับหัวเข่า | 74 |
| 49 | ตำแหน่งที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขาในการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุด | 76 |
| 50 | ตำแหน่งที่ทำการวัดระยะทางที่เปลี่ยนแปลงจากฟิล์มเอกซเรย์ของกระดูกต้นขาที่ถ่ายในแนวหน้า-หลังในขณะที่ยืนด้วยขาข้างเดียว | 77 |
| 51 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนคานกระดูกแบบสอดลงตามทาง | 83 |
| 52 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแบบสอดลงตามทาง | 84 |
| 53 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดลงตามทาง | 85 |
| 54 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนคานกระดูกแบบสอดย้อนทาง | 87 |
| 55 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแบบสอดย้อนทาง | 88 |
| 56 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดย้อนทาง | 89 |
| 57 | การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสส์กรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แกนคานแบบสอดตามทาง(บน) และแกนคานแบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 90 |
| 58 | การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสส์กรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แกนคานแบบสอดตามทาง(บน) และแกนคานแบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 90 |

สารบัญภาพ (ต่อ)

| ภาพที่ | | หน้า |
|--------|--|------|
| 59 | การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสส์กรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดคล้องตามทาง (ล่าง) | 91 |
| 60 | การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแบบสอดคล้องตามทาง (ล่าง) | 91 |
| 61 | การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแบบสอดคล้องตามทาง (ล่าง) | 92 |
| 62 | การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแบบสอดคล้องตามทาง (ล่าง) | 92 |
| 63 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในกรณีช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน | 94 |
| 64 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในกรณีช่วงกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส | 95 |
| 65 | กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในกรณีกระดูกติดกันเป็นปกติ | 95 |
| 66 | กราฟแสดงลักษณะของการสร้างและซ่อมแซมเนื้อเยื่อกระดูกในแต่ละช่วงค่าความเครียด | 100 |

สารบัญภาพ (ต่อ)

| ภาพผนวกที่ | หน้า |
|---|------|
| 1 การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสต์กรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะ กระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แกนตามแบบสอดตามทาง(บน) และแกนตาม แบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 110 |
| 2 การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสต์กรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะ กระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แกนตามแบบสอดตามทาง(บน) และแกนตาม แบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 110 |
| 3 การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสต์กรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะ กระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แกนตามแบบสอดตามทาง(บน) และแกนตาม แบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 111 |
| 4 การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสต์กรณีกระดุกติดกันเป็นปกติ: แกนตาม แบบสอดตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 111 |
| 5 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดุกต้นขากรณีการแตกหักช่วงบน ในช่วงระยะกระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบ สอดย้อนทาง(ล่าง) | 112 |
| 6 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดุกต้นขากรณีการแตกหักช่วงกลาง ในช่วงระยะกระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบ สอดย้อนทาง(ล่าง) | 112 |
| 7 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดุกต้นขากรณีการแตกหักช่วงล่าง ในช่วงระยะกระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบ สอดย้อนทาง(ล่าง) | 113 |
| 8 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดุกต้นขากรณีกระดุกติดกันเป็นปกติ: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง(ล่าง) | 113 |
| 9 การกระจายตัวของค่าความเครียดสูงสุดของกระดุกที่แตกหักในช่วงเนื้อเยื่อ เกี่ยวพัน | 114 |
| 10 การกระจายตัวของค่าความเครียดสูงสุดของกระดุกที่แตกหักในกรณีในช่วง ระยะ กระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส | 114 |

สารบัญญภาพ (ต่อ)

| ภาพผนวกที่ | หน้า |
|--|------|
| 11 การกระจายตัวของค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในกรณีช่วงกระดูกติดกันเป็นปกติ | 115 |
| 12 กราฟเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเอลิเมนต์ย่อยกับค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนดามแบบสอดคล้องตามทางในกรณีศึกษาการแตกหักของกระดูกช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน | 116 |

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

| | | |
|-------------------------|---|--|
| %BW | = | ร้อยละของน้ำหนักร่างกาย (% Body Weight) |
| D | = | ระยะทางที่ตั้งฉากจากแนวแรงถึงวัตถุ [หน่วยเป็น มม.] |
| ϵ_1 | = | ความเครียดหลักสูงสุด |
| ϵ_3 | = | ความเครียดหลักต่ำสุด |
| F | = | แรงกระทำ [หน่วยเป็น N] |
| N | = | หน่วยของแรงกระทำเป็นนิวตัน |
| ρ | = | ความหนาแน่นของวัสดุ [หน่วยเป็น g/cm^3] |
| σ_1 | = | ความเค้นหลักสูงสุด (Maximum principle stress) [หน่วยเป็น MPa] |
| σ_{Mises} | = | ความเค้นวอนมิสส์สูงสุด (Maximum Von Mises stress) [หน่วยเป็น MPa] |
| CAD | = | คอมพิวเตอร์ในการช่วยการออกแบบ (Computer aided design) |
| RE | = | วิศวกรรมย้อนรอย (Reverse engineering) |
| FEM | = | ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method) |
| STL | = | พอลิสเตอร์โอลิโธกราฟี (Stereolithography) |
| HU | = | ฮานส์ฟิลด์ (Hounsfield) |
| Ict | = | เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Initial connective tissue) |
| Sc | = | กระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส (Soft callus) |
| Int | = | เนื้อกระดูกปกติ (Intact bone) |
| Pf | = | ชิ้นแตกหักช่วงบน (Proximal fragment) |
| Mf | = | ชิ้นแตกหักช่วงกลาง (Middle fragment) |
| Df | = | ชิ้นแตกหักช่วงล่าง (Distal fragment) |
| Gc | = | ชิ้นส่วนที่อยู่ติดรวมเป็นชิ้นเดียวกัน (Glue contact) |
| Nc | = | ชิ้นส่วนแต่ละชิ้นไม่อยู่ติดกัน (No contact) |
| Tc | = | ชิ้นส่วนที่มีความสัมพันธ์แบบสัมผัสกัน (Touching contact) |

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

| | | |
|---------------|---|--|
| IM Nail | = | แกนตามกระดูกสอดไว้ในโพรงกระดูก (Intramedullary locking nail) |
| An | = | แกนตามกระดูกแบบสอดลงตามทาง (Antegrade nail) |
| Re | = | แกนตามกระดูกแบบสอดย้อนทางขึ้น (Retrograde nail) |
| TGN | = | Trochanteric gamma nail |
| OTA | = | Orthopaedic Trauma Association |
| GPa | = | Giga Pascal (10^9 N/m^2) |
| MPa | = | Mega Pascal (10^6 N/m^2) |
| $\mu\epsilon$ | = | Microstrain ($10^{-6} \epsilon$) |
| SED | = | Strain energy density |
| DCP | = | Dynamic compression plate |
| ซม. | = | เซนติเมตร (cm) |
| มม. | = | มิลลิเมตร (mm) |

**การศึกษาทางชีวกลศาสตร์สำหรับการดามกระดูกแบบสอดแกนดามกระดูก
จากทางด้านบนและจากปลายด้านล่างสำหรับการแตกหักแบบละเอียดของกระดูก
ต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง**

**A Biomechanical Study of the Antegrade and Retrograde Nailing for the
Femoral Shaft Comminuted Fractures Fixation**

คำนำ

กระดูกต้นขา (Femur) เป็นกระดูกที่มีปัจจัยสำคัญที่ใช้ในการเคลื่อนที่หรือทำกิจกรรมต่าง ๆ ในชีวิตประจำวัน เช่นในการเดิน การวิ่ง การขึ้นและลงบันได การลุกขึ้นยืนและการนั่ง เป็นต้น ดังนั้นกระดูกต้นขาจึงต้องรับภาระจากแรงที่เกิดขึ้นต่างๆ อาทิเช่น แรงที่เกิดขึ้นตามแนวแกน (Axial force) แรงบิดในแนวแกน (Bending force) และแรงบิดหมุน (Torsional forces) ซึ่งแรงเหล่านี้เกิดขึ้นเนื่องจากน้ำหนักของร่างกายและแรงกระทำจากกล้ามเนื้อมัดต่างๆ ที่เกาะอยู่ที่บริเวณกระดูกต้นขา โดยขนาดและทิศทางของแรงกระทำเนื่องจากกล้ามเนื้อนั้นขึ้นอยู่กับลักษณะการเคลื่อนที่ของร่างกายในการประกอบกิจกรรมต่างๆที่มีขึ้นตลอดทั้งวัน

การแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลาง (Femoral shaft fracture) นั้นมีสาเหตุเกิดขึ้นมาจากกระดูกต้นขามีแรงจากภายนอกกระทำที่มากพอจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานอย่างรวดเร็วจนทำให้กระดูกต้นขาซึ่งเป็นกระดูกท่อนที่ยาวและแข็งแรงที่สุดในร่างกายเกิดการแตกหัก อาการบาดเจ็บจากกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลางหักนี้ส่งผลกระทบต่อทำให้ร่างกายต้องเสียเลือดค่อนข้างมากจนเป็นสาเหตุที่สามารถทำให้ผู้ป่วยเสียชีวิตได้ถ้าไม่สามารถทำการรักษาได้อย่างทันท่วงที โดยการแตกหักที่เกิดขึ้นนั้นส่วนใหญ่มีสาเหตุมาจากอุบัติเหตุเนื่องจากการใช้รถยนต์ พานะตามท้องถนน การบาดเจ็บเนื่องจากตกจากที่สูง การบาดเจ็บจากการลื่นล้มโดยเฉพาะในผู้ป่วยที่เป็นหญิงชรา และการบาดเจ็บเนื่องจากการถูกยิงด้วยกระสุนปืน เป็นต้น สำหรับรูปแบบและความรุนแรงของการแตกหักของกระดูกต้นขานั้นนอกจากจะขึ้นอยู่กับแรงจากภายนอกที่มากกระทำแล้ว ยังขึ้นอยู่กับปัจจัยเนื่องจากน้ำหนักของร่างกายและแรงเนื่องจากกล้ามเนื้อในแต่ละมัด โดยเฉพาะอย่างยิ่งข้อจำกัดของกระดูกต้นขาที่ปลายด้านบนและด้านล่างของกระดูกนั้นต่อเข้ากับข้อสะโพกและข้อเข่าตามลำดับ ทำให้มีขอบเขตจำกัดในการเคลื่อนที่ซึ่งส่งผลทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลาง

ในการรักษากระดูกต้นขาแตกหักนั้นนอกจากจะพิจารณาเรื่องการติดกันของกระดูกที่แตกหักแล้วยังต้องคำนึงถึงระยะเวลา ยาว รูปทรง และทิศทางที่ถูกต้องของกระดูกต้นขาต้องใกล้เคียงกับสภาวะเดิมก่อนเกิดการแตกหักรวมถึงระบบต่างๆ ที่ทำงานร่วมกันระหว่างกระดูกต้นขาและกระดูกช่วงสะโพกกับกระดูกช่วงหัวเข่าหลังการรักษาจำเป็นต้องทำงานอย่างสัมพันธ์กัน เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถกลับไปใช้ชีวิตประจำวันได้อย่างเป็นปกติ การรักษาผู้ป่วยที่เกิดการบาดเจ็บจนทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกต้นขาในช่วงบริเวณท่อนกลางของกระดูกต้นขาสามารถทำการรักษาได้หลากหลายวิธี ไม่ว่าจะเป็นวิธีการรักษาโดยไม่ได้ทำการผ่าตัดเช่น การรักษาด้วยวิธีการจัดตรึงกระดูกต้นขา หลังจากนั้นก็ทำการใส่ฝือกเพื่อทำการจับยึดแนวกระดูกที่แตกหักให้อยู่กับที่ในตำแหน่งที่ต้องการ หรือวิธีการรักษาโดยทำการผ่าตัด เช่น การจับยึดตรึงกระดูกจากภายนอก (External fixators) การดามกระดูกโดยการใส่แผ่นดามกระดูก (Plate fixation) การดามกระดูกโดยใช้แกนดามกระดูกสอดไว้ในโพรงกระดูก (Intramedullary locking nail) เป็นต้น วิธีการรักษาดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นนั้นเป็นวิธีที่ใช้ในการจับยึดตำแหน่งของกระดูกต้นขาที่แตกหักให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม เพื่อให้กระดูกสามารถทำการรักษาซ่อมแซมตัวเองและสามารถสร้างกระดูกใหม่เข้ามาทดแทนกระดูกที่เกิดการแตกหักได้ ทำให้เกิดการเชื่อมต่อกันขึ้นของกระดูกในส่วนบริเวณที่แตกหัก

สำหรับในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาคณิที่ผู้ป่วยทำการดามกระดูกโดยใช้แกนดามสอดไว้ในโพรงกระดูกซึ่งเป็นวิธีที่ได้รับความนิยมอย่างมาก เนื่องจากจะทำการเปิดแผลเพียงเล็กน้อยจึงทำให้ผู้ป่วยสามารถกลับไปดำเนินชีวิตประจำวันได้อย่างรวดเร็ว โดยจะศึกษาความแข็งแรงของแกนดามยึดตรึงกระดูกต้นขาและความมั่นคงของรอยแตกหัก ณ จุดที่เกิดการแตกหักในตำแหน่งบริเวณท่อนกลางของกระดูกต้นขา โดยทำการเปรียบเทียบกันระหว่างวิธีการรักษาแบบสอดแกนดามกระดูกจากทางด้านบนลงมา (Antegrade nailing) และจากปลายด้านล่างขึ้นไป (Retrograde nailing) โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method) ซึ่งเป็นวิธีการที่มักถูกใช้ในการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ (Biomechanic)

วัตถุประสงค์

การศึกษาวิจัยนี้มุ่งเน้นเพื่อทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบกันระหว่างวิธีการรักษาแบบสอดแกนตามกระดูกจากทางด้านบนและจากปลายด้านล่างสำหรับการแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

ขอบเขตของการวิจัย

การศึกษาวิจัยนี้มุ่งเน้นในเรื่องการศึกษาความแข็งแรงของแกนตามยึดตรึงกระดูกต้นขา และความมั่นคงของรอยแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยจะทำการศึกษาถึงวิธีการรักษาการแตกหักแบบสอดแกนตามยึดตรึงกระดูกจากทางด้านบนและจากปลายด้านล่างด้วยแกนตามยึดตรึงกระดูกทั้งสองประเภทจากผู้ผลิตสองบริษัทที่เป็นที่นิยมใช้กันอยู่ในปัจจุบัน ซึ่งแกนตามกระดูกแบบสอดตามทางจะใช้ของบริษัทสไตรเกอร์ และแกนตามแบบสอดย้อนทางจะใช้ของบริษัทซิมเมอร์

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ผลลัพธ์ที่ได้จากการทำการวิเคราะห์จะใช้เป็นข้อมูลที่จะช่วยให้ศัลยแพทย์กระดูกสามารถใช้ในการตัดสินใจในระหว่างการวางแผนเลือกวิธีการและเครื่องมือที่ใช้ในขั้นตอนการรักษาผู้ป่วย

1. เพื่อประโยชน์ในด้านการรักษาของศัลยแพทย์กระดูกโดยแพทย์สามารถใช้ในการตัดสินใจในระหว่างการวางแผนเลือกวิธีการและเครื่องมือในขั้นตอนการรักษาผู้ป่วย
2. ทำให้ทราบถึงการกระจายตัวของความเค้นที่เกิดขึ้นบนแกนตามยึดตรึงกระดูกต้นขาขณะรับภาระที่เกิดจากการเดินในช่วงจังหวะที่กำลังก้าวเดิน โดยมีเท้าติดพื้นเพียงข้างเดียวซึ่งเป็นสภาวะที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน
3. ทำให้ทราบถึงความมั่นคงของรอยแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางขณะรับภาระที่ในช่วงจังหวะที่กำลังก้าวเดินอันเนื่องมาจากแกนตามทั้งสองแบบ

4. เป็นแนวทางในการนำระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และวิธีการทางด้านวิศวกรรมมาประยุกต์ใช้ในการวิเคราะห์ออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์เครื่องมือทางการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น



การตรวจเอกซเรย์

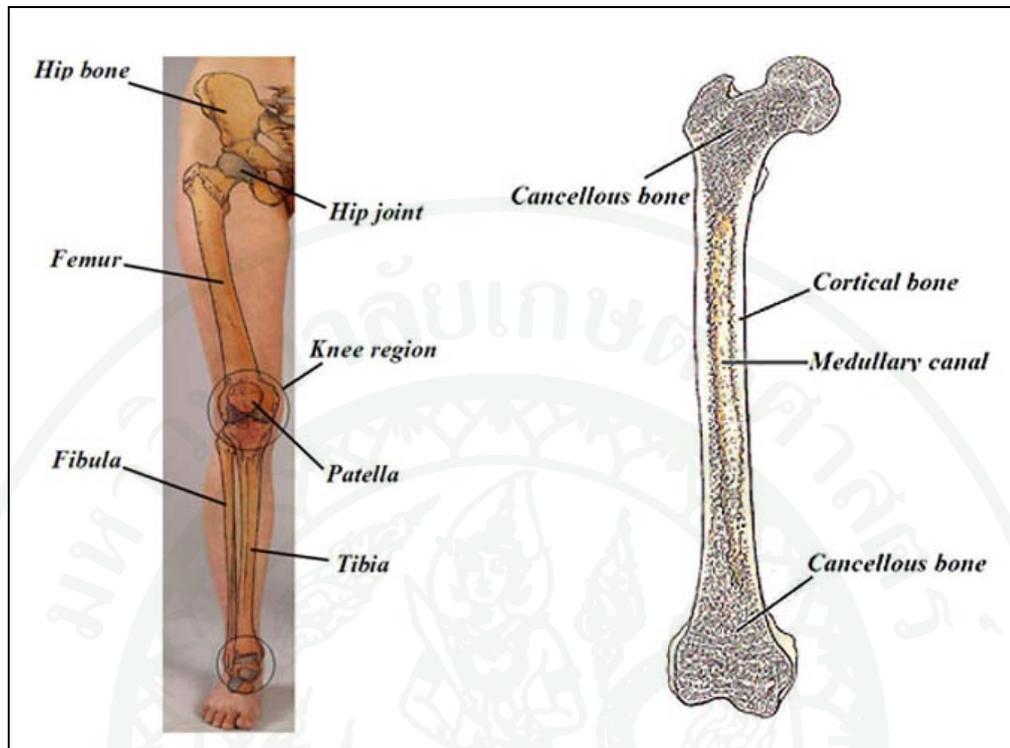
1. กระดูกต้นขา (Femur)

1.1 ลักษณะทั่วไปของกระดูกต้นขา

กระดูกต้นขา (Femur) เป็นกระดูกท่อนที่อยู่ระหว่างสะโพก (Hip) ที่อยู่ทางด้านบน และหัวเข่า (Knee) ซึ่งอยู่ทางด้านล่าง นอกจากนี้จะเป็นกระดูกท่อนที่ยาวและแข็งแรงที่สุดภายในร่างกายแล้วยังเป็นกระดูกท่อนที่หนักที่สุดอีกด้วย โดยกระดูกต้นขาทำหน้าที่เป็นโครงสร้างหลักที่ใช้ในการยืน การเดิน และการเคลื่อนที่ในอริยาบถต่างๆ ทำให้กระดูกต้นขาต้องรับภาระจากแรงต่างๆ ที่เกิดขึ้นหลายทิศทาง เช่น แรงในแนวแกน (Axial force) โมเมนต์ดัด (Bending moment) และโมเมนต์บิดหมุน (Torsion moment) ดังนั้นธรรมชาติจึงสร้างรูปร่างของกระดูกต้นขาให้มีรูปร่างลักษณะเป็นกระดูกยาวคล้ายท่อกลวง มีเนื้อกระดูกกระจายอยู่รอบนอกช่วยต้านแรงบิดหมุน และแรงโก่งงอได้เป็นอย่างดี โดยเปลือกกระดูกจะมีความหนาที่บริเวณกลางลำกระดูกเพื่อให้เกิดผลการต้านทานแรงบิดและแรงโก่งงอที่มักเกิดความเค้นได้สูงที่บริเวณดังกล่าว โดยที่ภายในตรงบริเวณแกนกลางที่กลวงเรียกว่า เมดูลลารีคานัล (Medullary canal) ดังภาพที่ 1 ดังนั้นจึงทำให้กระดูกต้นขามีอัตราส่วนระหว่างความแข็งแรงต่อน้ำหนักสูงสุด กระดูกต้นขาประกอบไปด้วยกระดูกที่มีลักษณะโครงสร้างซึ่งต่างกันอยู่ 2 ชนิด คือ

1.1.1 กระดูกเนื้อแน่น (Compact หรือ Cortical bone) จะอยู่ที่บริเวณลำกระดูกเป็นส่วนใหญ่และจะมีความหนาตลอดทั้งบริเวณปลายกระดูก เซลล์กระดูกมีการเรียงตัวเป็นระเบียบตามแนวยาวในทิศทางของแกนกระดูกซึ่งเป็นส่วนที่ทำให้กระดูกเกิดความแข็งแรง

1.1.2 กระดูกเนื้อพรุน (Spongy หรือ Cancellous bone) จะพบมากที่บริเวณตอนปลายของกระดูก ลักษณะของกระดูกจะเป็นชิ้นเล็กๆ ประสานต่อกันโดยจะเหลือเนื้อที่เป็นช่องว่างแทรกอยู่ทั่ว ๆ ไป ทำให้เนื้อกระดูกมีลักษณะพรุน การเรียงตัวไม่เป็นระเบียบเหมือนกับกระดูกเนื้อแน่น แต่จะพบว่าส่วนที่มีแนวแรงทอดผ่านจะมีการปรับแนวของการเรียงตัวเข้าไปรองรับน้ำหนักหรือแนวแรงที่ทอดผ่านค่อนข้างชัดเจน โดยเฉพาะที่บริเวณกระดูกต้นขาตอนบน กระดูกเนื้อพรุนมีคุณสมบัติช่วยรับแรงภาระในรูปแบบของแรงอัดหรือแรงกระแทกเป็นส่วนใหญ่ โดยลักษณะของกระดูกพรุนจะช่วยดูดซับแรงภาระที่ทอดผ่านมาจากข้อต่อบริเวณใกล้เคียง



ก.

ข.

ภาพที่ 1 กระดูกต้นขา: ก. ตำแหน่งของกระดูกต้นขา และ ข. ภาพตัดขวางของกระดูกต้นขา

ที่มา: Program Dynamic Human Anatomy Version 2.0, Agur (1943)

1.2 โครงสร้าง และส่วนประกอบต่างๆของกระดูกต้นขา

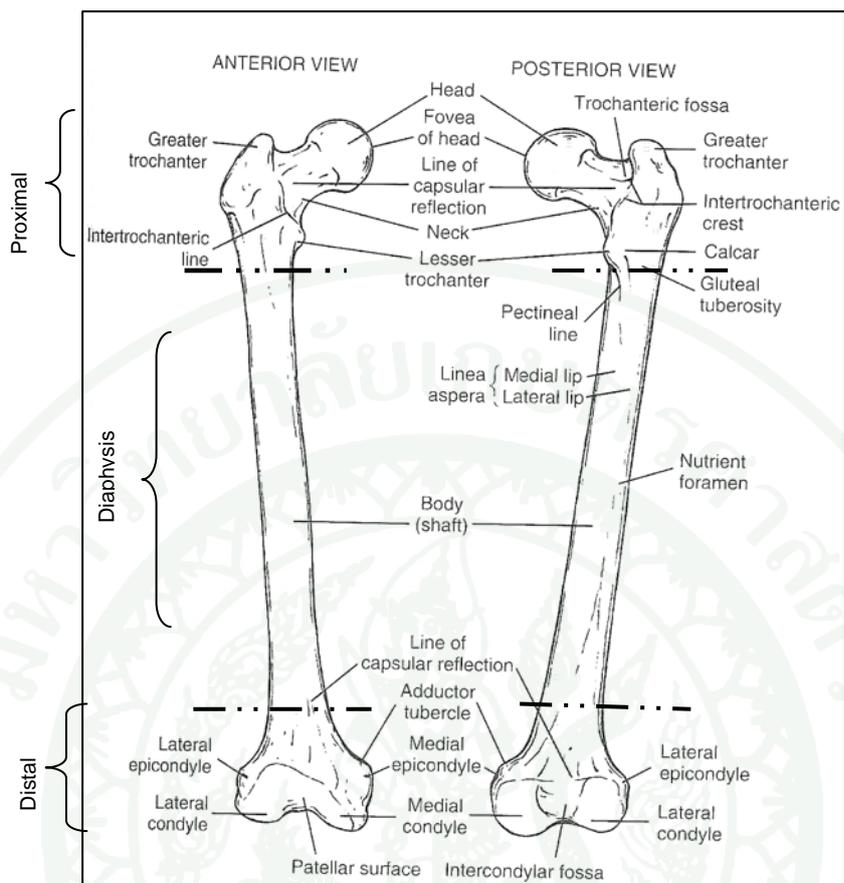
กระดูกต้นขาแบ่งออกเป็น 3 ส่วนตามลักษณะทางกายภาพที่แตกต่างกัน คือ กระดูกต้นขาส่วนบน กระดูกต้นขาส่วนกลาง และกระดูกต้นขาส่วนล่างดังภาพที่ 2

1.2.1 กระดูกต้นขาส่วนบน (Proximal femur) ประกอบไปด้วยกระดูกท่อนบน (Proximal metaphysis) หัวกระดูกต้นขา (Femoral head), คอกระดูกต้นขา (Femoral neck) เกรทเตอร์โทรχανเตอร์ (Greater trochanter) และเลสเซอร์โทรχανเตอร์ (Lesser trochanter) ส่วนหัวมีรูปร่างลักษณะคล้ายทรงกลมโดยมีกระดูกอ่อน (Cartilage) ที่มีผิวเรียบปกคลุมอยู่สำหรับสอดเข้าเ้าของกระดูกเชิงกราน (Acetabulum) เพื่อลดความเสียดทานจากการเคลื่อนที่ ส่วนคอทำหน้าที่

เชื่อมต่อกับส่วนหัวและแกนกระดูกต้นขา (Femoral shaft) โทรชานเตอร์เป็นปุ่มกระดูกลักษณะโค้งมนยื่นออกมาเป็นที่ยึดเกาะของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นซึ่งขณะที่กล้ามเนื้อทำงานจะทำให้เกิดโมเมนต์รอบแกนต่าง ๆ ขึ้น โดยโทรชานเตอร์บริเวณส่วนต้นของกระดูกต้นขานั้นมี 2 ตำแหน่งคือ เกรทเทอร์โทรชานเตอร์ (Greater trochanter) ซึ่งอยู่บริเวณส่วนบนด้านนอกตรงข้ามกับหัวกระดูกอยู่ต่ำกว่าหัวกระดูก 10 ซม. โดยประมาณ และเลซเซอร์โทรชานเตอร์ (Lesser trochanter) ซึ่งอยู่บริเวณด้านล่างของหัวกระดูก โดยที่ส่วนคอกระดูกต้นขาจะเป็นแนวเอียงจากส่วนหัวกระดูกต้นขาเอียงมาทางด้านหน้าของกระดูกต้นขา

1.2.2 กระดูกต้นขาตอนกลาง (Shaft or Diaphysis) โดยมีจุดเริ่มต้นจากระดับของเลซเซอร์โทรชานเตอร์ไปจนถึงระดับที่มีการเริ่มผายออกของกระดูกต้นขาตอนล่าง ลักษณะของกระดูกมีรูปร่างคล้ายท่อโดยจะมีแนวโค้งออกมาทางด้านหน้าจากด้านบนลงล่างโดยที่โพรงกระดูกด้านใน (Medullary cavity) มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางด้านในเล็กสุดที่บริเวณช่วงกลางก่อนมาทางด้านบนของกระดูกต้นขาตอนกลางเรียกว่า อีสท์มัธ (Isthmus) บริเวณด้านหลังมีแนวสันลิเนียแอสเพรา (Linea aspera) ลักษณะคล้ายเส้นตรงทอดยาวลงมาตามแนวแกนกระดูกซึ่งเป็นตำแหน่งที่ยึดเกาะของกล้ามเนื้อหลาย ๆ มัด

1.2.3 กระดูกต้นขาส้นล่าง (Distal femur) ประกอบไปด้วยกระดูกต้นขาส้นล่าง (Distal metaphysis) และข้อเข่า (Knee joint) โดยมีกระดูกอ่อนปกคลุมอยู่เช่นเดียวกับส่วนหัวของกระดูกต้นขา โดยทำหน้าที่สำหรับวางเข้ากับกระดูกหน้าแข้ง (Tibia) เพื่อลดความเสียดทานจากการเคลื่อนที่ในขณะที่มีการเคลื่อนไหว



ภาพที่ 2 การแบ่งกระดูกต้นขาออกเป็น 3 ส่วนตามลักษณะทางกายภาพที่แตกต่างกัน

ที่มา: คัดแปลงจาก Browner *et al.* (1998)

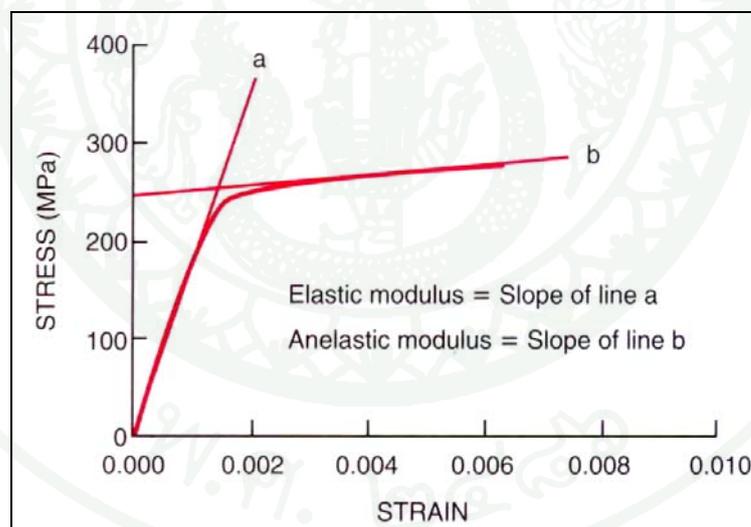
1.3 ชีวกลศาสตร์ของกระดูก

กระดูกต้นขาจัดอยู่ในประเภทลักษณะของกระดูกยาว (Long bone) โดยทั่วไปมีรูปร่างเป็นท่อนกลางซึ่งลักษณะดังกล่าวจะทำให้เนื้อมวลของกระดูกกระจายอยู่รอบๆ ห่างจากแนวแกนด้วยระยะทางที่เท่ากัน มีผลให้สามารถต้านทานโมเมนต์ดัด และ โมเมนต์บิดหมุนได้ดีในทุกทิศทางของแรงที่มากระทำ ทั้งนี้ลักษณะของกระดูกที่เป็นท่อนกลางนั้นยังมีความเสี่ยงที่จะทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเนื้อมวลเท่ากันที่เป็นรูปร่างกระบอกตัน เนื่องจากตัวกระดูกยอมให้มีการโค้งงอมากขึ้น ทำให้สามารถลดความเค้นสะสมที่เกิดขึ้นบนกระดูกได้เป็นอย่างดี ในกรณีที่กระดูกได้รับแรงบิดหมุนจนเกิดการหักตำแหน่งกระดูกที่หักมัก

เกิดขึ้นที่ตำแหน่งที่มีการคอดเข้าของกระดูก หรือบริเวณที่มีรัศมีแคบที่สุดของกระดูกชิ้นนั้น เช่น บริเวณซับโทรชานเตอร์ (Subtrochanter) ของกระดูกต้นขา (บรรจง, 2542)

1.3.1 กระดูกเนื้อแน่น (Cortical bone) พฤติกรรมของกระดูกส่วนนี้มีคุณสมบัติเชิงกลพอสรุปได้ดังนี้

ก. มีความแข็งตึง (Stiffness) หรือมีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น (Modulus of elasticity) ค่อนข้างสูงโดยมีค่าโมดูลัส 2 ช่วง คือ ช่วงโมดูลัสยืดหยุ่น (Elastic modulus) และช่วงโมดูลัสแบบไม่ยืดหยุ่น (Anelastic modulus) ซึ่งเป็นช่วงที่ผ่านจุดคราก (Yield point) มาแล้วดังแสดงในภาพที่ 3 โดยเฉพาะพื้นที่ภายใต้กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดในช่วงโมดูลัสแบบไม่ยืดหยุ่นแสดงถึง ความสามารถของกระดูกในการดูดซับพลังงานจากแรงภายนอกที่มากระทำโดยเปลี่ยนแปลงไปในรูปของความเครียดที่เพิ่มขึ้น



ภาพที่ 3 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของกระดูกเนื้อแน่น

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

ข. มีเนื้อแบบไม่เป็นเอกพันธ์ (Nonhomogeneity) มีความหนาแน่นของเนื้อกระดูกและความหนาบางของตัวกระดูกแตกต่างกันไปในแต่ละตำแหน่ง ทำให้คุณสมบัติเชิงกลแตกต่างกันไป

ค. มีลักษณะทางกายภาพไม่เหมือนกันตลอดทั้งชิ้น (Anisotropy) เนื่องจากเนื้อกระดูกเกิดจากส่วนประกอบของออสทีออน (Osteon) ซึ่งมีการเรียงตัวตามแนวแกนเป็นสำคัญ ดังนั้นคุณสมบัติเชิงกลของเนื้อกระดูกจะมีความแตกต่างตามทิศทางของการทดสอบ โดยความแข็งแรงตามแนวแกนจะสูงกว่าตามแนวทิศทางอื่น ๆ (ตารางที่ 1)

ง. กระดูกจะทนต่อแรงอัดได้ดีกว่าแรงดึงยึดไม่ว่าจะเป็นการทดสอบตามแนวแกนหรือแนวขวางของกระดูก (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 1 คุณสมบัติทางเชิงกลที่แตกต่างกันตามทิศทางของการทดสอบกระดูกเนื้อแน่น

| ทิศทางของแรงกระทำ | ค่าโมดูลัส (GPa) |
|-----------------------|------------------|
| แนวยาว (Longitudinal) | 17.0 |
| แนวขวาง (Transverse) | 11.5 |
| แนวเฉือน (Shear) | 3.3 |

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

ตารางที่ 2 ความแข็งแรงก่อนการวิบัติ (Ultimate strength) ของกระดูกเนื้อแน่นบริเวณกระดูกต้นขา

| ภาระแรงกระทำ | ความแข็งแรงก่อนการวิบัติ (MPa)* |
|-----------------------|---------------------------------|
| แนวยาว (Longitudinal) | |
| แรงดึงยึด (Tension) | 135 (15.6) |
| แรงอัด (Compression) | 205 (17.3) |
| แรงเฉือน (Shear) | 71 (2.6) |

ตารางที่ 2 (ต่อ)

| ภาระแรงกระทำ | ความแข็งแรงก่อนการวิบัติ (MPa)* |
|----------------------|------------------------------------|
| แนวขวาง (Transverse) | |
| แรงดึงยืด (Tension) | 53 (10.7) |
| แรงอัด (Compression) | 131 (20.7) |

หมายเหตุ* : ค่าในวงเล็บ คือ ค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviations)

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

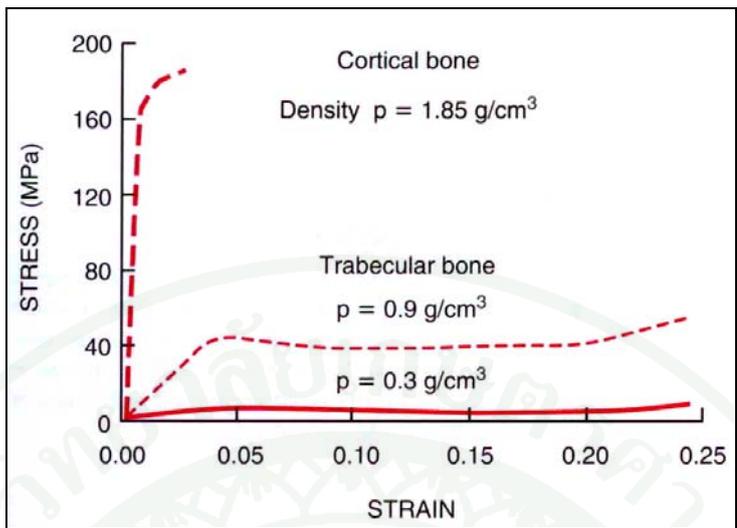
จ. เมื่อกระดูกเกิดการวิบัติจะมีลักษณะการแตกหักคล้ายวัสดุเปราะ (Brittle material) ซึ่งจะทำให้รอยหักของกระดูกมีการผิดรูปน้อย และสามารถประกบเข้าหากันได้ใกล้เคียงตำแหน่งเดิมหากกระดูกไม่หักแบบแตกละเอียด

1.3.2 กระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) จะมีความพรุนมากกว่ากระดูกเนื้อแน่นทำให้มวลของกระดูกมีจำนวนน้อยกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเนื้อกระดูกที่ปริมาตรเท่ากัน โดยมีคุณสมบัติเชิงกลที่สำคัญดังนี้

ก. จากค่าความชันของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดดังภาพที่ 4 แสดงให้เห็นว่า กระดูกเนื้อพรุนช่วงโมดูลัสยืดหยุ่นมีค่าต่ำกว่ากระดูกเนื้อแน่นประมาณ 1-2 เท่า

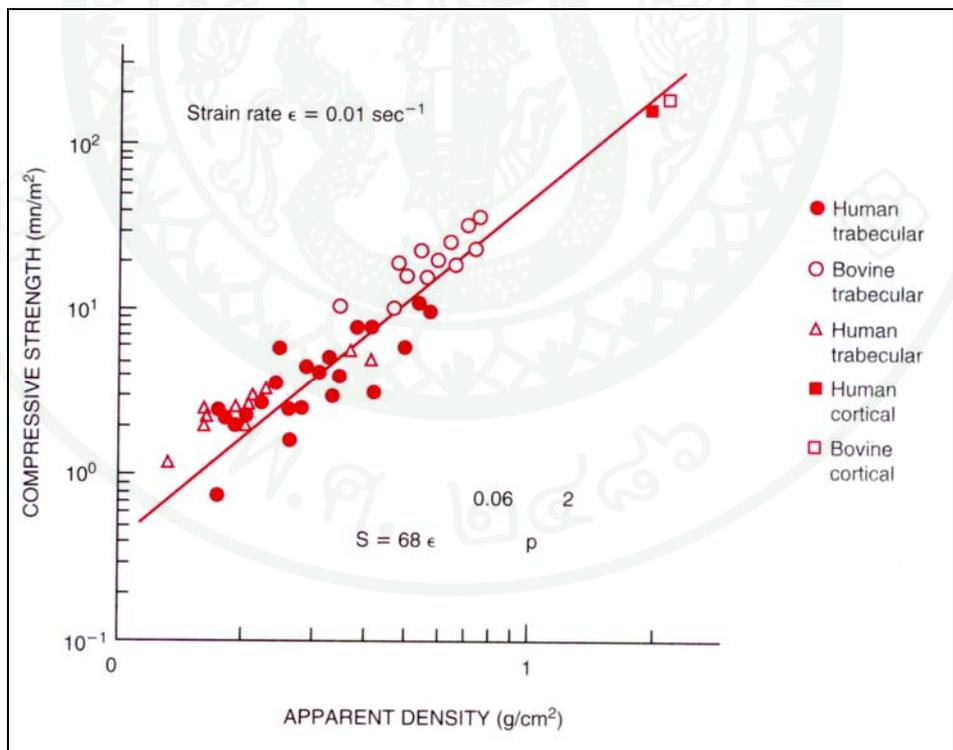
ข. มีความเหนียว (Ductility) มากกว่ากระดูกเนื้อแน่น

ค. ความแข็งแรงต่อแรงเค้นอัดสัมพันธ์กับความหนาแน่นของเนื้อกระดูกซึ่งมีความแตกต่างกันได้มาก (ภาพที่ 5)



ภาพที่ 4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นอัดและความเครียดกับความหนาแน่นกระดูก

ที่มา: Browner *et al.* (1998)



ภาพที่ 5 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความแข็งแรงต่อแรงเค้นอัดกับความหนาแน่นของเนื้อกระดูก

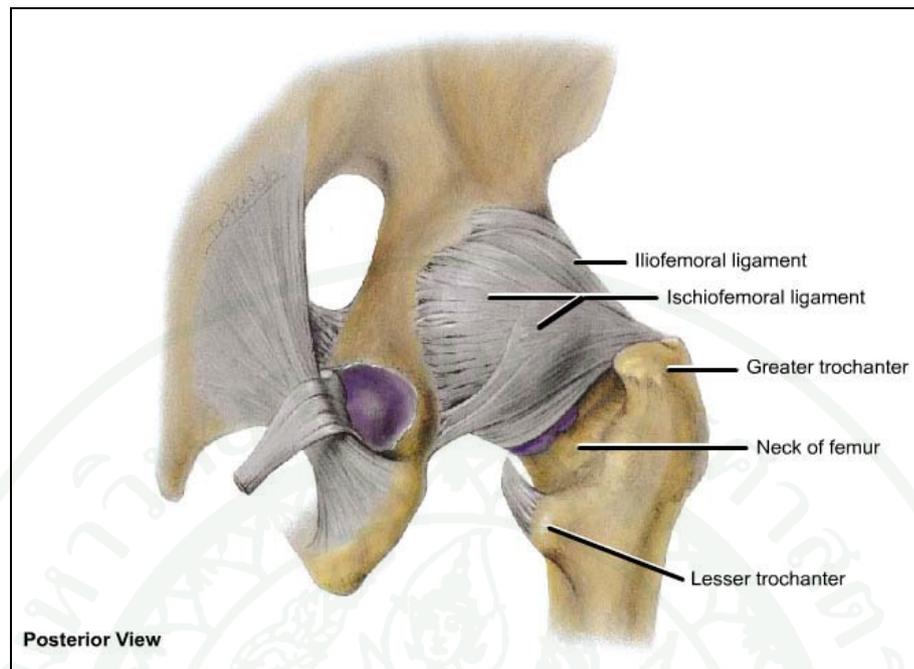
ที่มา: Browner *et al.* (1998)

จากงานวิจัยของ Peng et al. (2006) พบว่าผลการวิเคราะห์ห้ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกันระหว่างกระดูกต้นขาที่มีคุณสมบัติของวัสดุตามทิศทางของภาระกระทำไม่เหมือนกันตลอดทั้งชิ้น (Orthotropic) และวัสดุที่มีคุณสมบัติเหมือนกันตลอดทั้งชิ้น (Isotropic) โดยเมื่อทำการวิเคราะห์ห้ด้วยภาระแรงกระทำเดียวกันแล้วพบว่า ผลลัพธ์ของความเค้นวอนมิสส์สูงสุด (Maximum equivalent Von Mises stress) ที่ได้มีใกล้เคียงกันระหว่างวัสดุทั้งสองแบบโดยที่มีความแตกต่างกันน้อยกว่า 0.61 % และระยะการเคลื่อนที่สูงสุด (Maximum displacement) มีความแตกต่างกันน้อยกว่า 1.2 % แต่สามารถลดเวลาในการคำนวณลงได้ประมาณ 4.5% ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงพิจารณากระดูกต้นขาที่มีคุณสมบัติของวัสดุเหมือนกันตลอดทั้งชิ้น

1.4 กล้ามเนื้อและเส้นเอ็น (Muscle and Ligament) ของกระดูกต้นขา

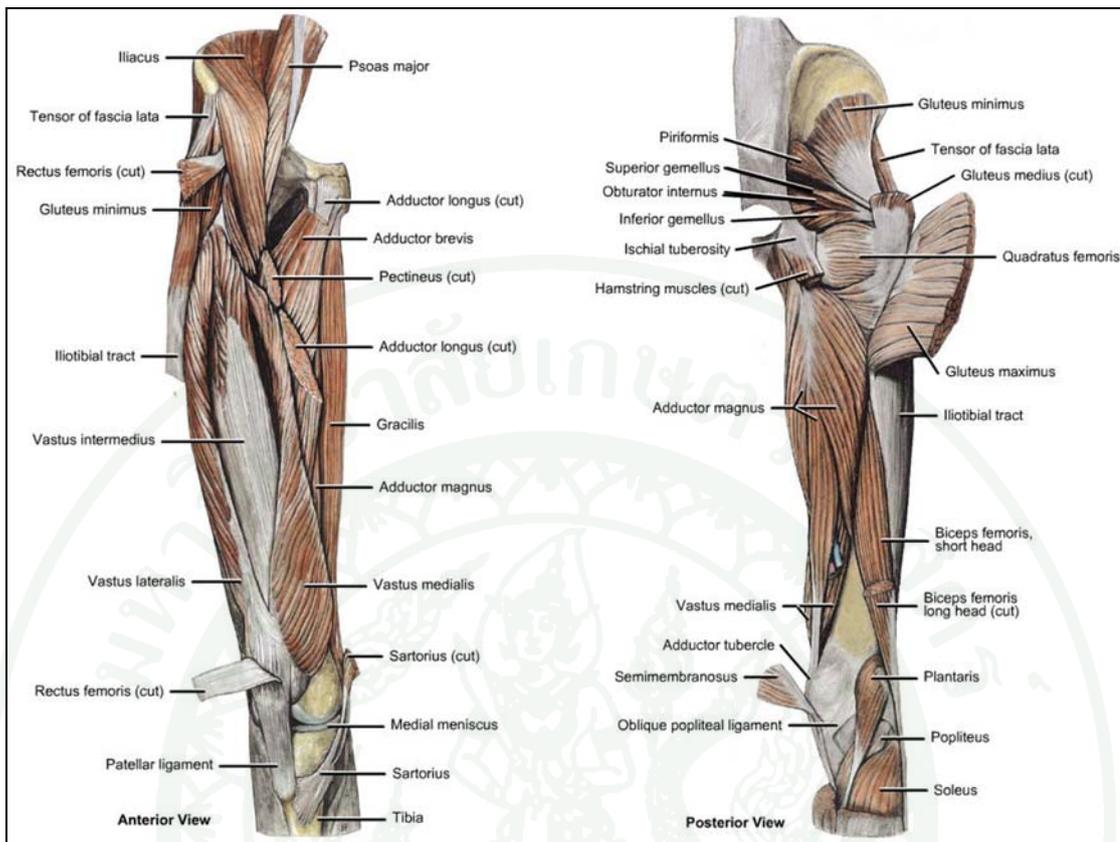
เส้นเอ็นทำหน้าที่ในการยึดหัวกระดูกต้นขา (Femoral head) ไม่ให้หลุดออกจากเบ้ากระดูกเชิงกรานเมื่อมีการเคลื่อนไหว เส้นเอ็นบริเวณหัวกระดูกต้นขาประกอบด้วย เส้นเอ็นอิเลียโอฟีโมรัล หรือเส้นเอ็นวาย (Illofemoral or Y ligament) เส้นเอ็นพูโบฟีโมรัล (Pubofemoral ligament) และเส้นเอ็นอิชิโอฟีโมรัล (Ischiofemoral ligament) ดังแสดงในภาพที่ 6

กล้ามเนื้อทำหน้าที่รับน้ำหนักทำให้เกิดสมดุลของแรงเพื่อการทรงตัวอยู่ได้ และออกแรงกระทำเพื่อให้กระดูกต้นขาและกระดูกส่วนอื่นเคลื่อนที่สัมพันธ์กับกิจกรรมต่าง ๆ โดยกิจกรรมหลักที่กล้ามเนื้อออกแรงกระทำคือ การงอหรือบิด (Flexion) การเหยียด (Extension) การกางออกจากร่างตัว (Abduction) และการหุบเข้าหาตัว (Adduction) ตัวอย่างของกล้ามเนื้อบริเวณต้นขาแสดงในภาพที่ 7



ภาพที่ 6 เส้นเอ็นยึดต่อกระดูกสะโพกกับหัวกระดูกต้นขา

ที่มา: Agur (1943)



ภาพที่ 7 กล้ามเนื้อบริเวณต้นขาขวา: ด้านซ้ายเป็นภาพทางด้านหน้า และด้านขวาเป็นภาพทางด้านหลัง

ที่มา: Agur (1943)

1.5 แรงที่กระทำต่อกระดูกต้นขา

แรงที่กระทำต่อกระดูกต้นขานั้นเกิดจากน้ำหนักจากร่างกายส่วนบน แรงจากกล้ามเนื้อ และแรงจากภายนอกอื่นๆ เช่น แรงกระแทกจากการเคลื่อนที่ในระหว่างการเดิน การวิ่ง การขึ้น-ลงบันได และกิจกรรมอื่นๆ ที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวัน โดยขนาดของแรงที่กระทำจะมีความแตกต่างกันไปตามกิจกรรมที่กระทำดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แรงสูงสุดที่กระทำต่อหัวกระดูกต้นขา (Hip contact force) จากกิจกรรมต่าง ๆ

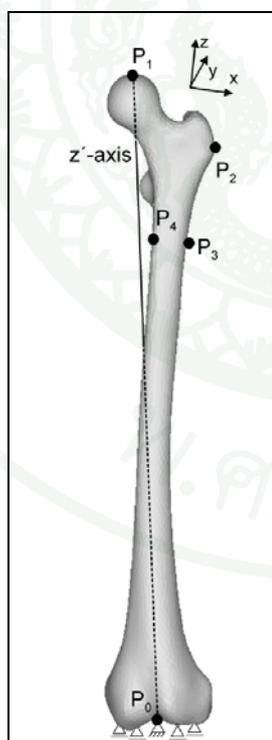
| กิจกรรม | ค่าแรงสูงสุดที่กระทำต่อหัวกระดูกต้นขา (% น้ำหนักร่างกาย, % BW) |
|---------------------------------------|---|
| เดินช้า (3.5 กิโลเมตรต่อชั่วโมง) | 242 |
| เดินปกติ (3.9 กิโลเมตรต่อชั่วโมง) | 238 |
| เดินเร็ว (5.3 กิโลเมตรต่อชั่วโมง) | 250 |
| เดินขึ้นบันได | 251 |
| ลุกขึ้นจากนั่ง | 190 |
| นั่ง | 156 |
| ยืนสลับขา (ยืน 2 ขาสลับกับยืนขาเดียว) | 231 |
| งอเข่า | 143 |

ที่มา: Bergmann (2001)

จากงานวิจัยของ Morlock *et al.* (2001) ซึ่งได้ทำการศึกษาความถี่ของกิจกรรมต่างๆที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวันของผู้ป่วยที่ทำการผ่าตัดใส่ข้อสะโพกเทียมพบว่า มีความถี่ในการนั่งคิดเป็น 44.3% ความถี่ในการยืนอยู่กับที่คิดเป็น 24.5% ความถี่ในการเดินคิดเป็น 10.2% และความถี่ในการขึ้นบันได 0.4% ของเวลาทั้งหมด เมื่อทำการพิจารณาค่าแรงสูงสุดที่กระทำต่อหัวกระดูกต้นขาและความถี่ของกิจกรรมต่างๆที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวันแล้วจะพบว่า การเดินเป็นกิจกรรมที่มีแรงกระทำที่ค่อนข้างสูงโดยเมื่อทำการเปรียบเทียบเป็นจำนวนเท่าของการเดินขึ้นบันไดซึ่งมีแรงกระทำสูงสุดนั้น การเดินจะมีแรงกระทำไม่น้อยกว่า 0.95 เท่าของการเดินขึ้นบันได แต่ในทางตรงกันข้าม การเดินมีความถี่คิดเป็น 25.5 เท่าของการเดินขึ้นบันได ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงพิจารณาแรงที่กระทำต่อกระดูกต้นขาในสภาวะการก้าวเดินเป็นหลัก

ในช่วงแรกของการทำวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับชีวกลศาสตร์ของกระดูกต้นขาจะพิจารณาเฉพาะแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นตรงข้อสะโพกเท่านั้น ซึ่งทำให้ผลลัพธ์ที่ได้ไม่ใกล้เคียงกับความเป็นจริง ดังนั้น Duda *et al.* (1997) จึงได้ทำการศึกษาระงกกระทำภายในและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นจากกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น แรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นตรงข้อสะโพกและข้อเข่า น้ำหนักของต้นขาทั้งหมดโดยทำการพิจารณาในช่วงระหว่างที่ก้าวเดินด้วยวิธีการคำนวณแรงภายในและโมเมนต์ของระบบที่อยู่ใน

สภาวะสมดุลย์พบว่าแรงกระทำจากกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นนั้น มีบทบาทสำคัญในการทำให้กระดูกต้นขาเกิดภาวะสมดุลย์จากภาระแรงต่างๆที่กระทำ แต่เนื่องจากกล้ามเนื้อที่บริเวณกระดูกต้นขานั้น มีจำนวนหลายมัดทำให้ในการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกต้นขานั้นทำได้ไม่สะดวกดังนั้น Heller *et al.* (2005) จึงได้จัดกลุ่มของกล้ามเนื้อโดยทำการรวมฟังก์ชันการทำงานของกล้ามเนื้อที่คล้ายกันให้รวมเข้าด้วยกันแล้วทำการวิเคราะห์หาแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นตรงข้อสะโพกด้วยการคำนวณเชิงตัวเลขโดยการจำลองต้นแบบด้วยคอมพิวเตอร์เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้กับผลของการทดสอบทางคลินิกในมนุษย์ซึ่งผลลัพธ์ที่ออกมามีความใกล้เคียงกันมาก โดยมีความแตกต่างจากการทดสอบทางคลินิกน้อยกว่า 10 % สอดคล้องกับ Behrens *et al.* (2009) ซึ่งได้สรุปแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขาโดยแรงกระทำที่เกิดขึ้นนั้นมีแรงที่มาจากกล้ามเนื้อมัดต่างๆที่อยู่บริเวณกระดูกต้นขาส่วนบน และแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นตรงข้อสะโพกในแต่ละช่วงเวลาเมื่อเปรียบเทียบเป็นร้อยละของช่วงเวลาในขณะที่เดินโดยแรงกระทำสูงสุดอยู่ที่ร้อยละ 25 ของช่วงเวลาในขณะที่ก้าวเดินซึ่งรายละเอียดของตำแหน่งต่างๆที่แรงกระทำนั้นได้แสดงในภาพที่ 8 และขนาดของแรงที่กระทำแสดงในตารางที่ 4



| Point | X | Y | Z |
|----------------|-----|----|-----|
| P ₀ | 0 | 0 | 0 |
| P ₁ | -44 | 32 | 408 |
| P ₂ | 8 | 31 | 360 |
| P ₃ | -8 | 29 | 316 |
| P ₄ | -29 | 36 | 316 |

ภาพที่ 8 ตำแหน่งของแรงต่างๆที่กระทำกับกระดูกต้นขา

ที่มา: Behrens *et al.* (2009)

ตารางที่ 4 ค่าแรงกระทำจากกล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณกระดูกต้นขา และแรงปฏิกิริยาตรงข้อสะโพก ร้อยละ 25 ของช่วงเวลาในขณะที่ก้าวเดิน (25 % Gait cycle)

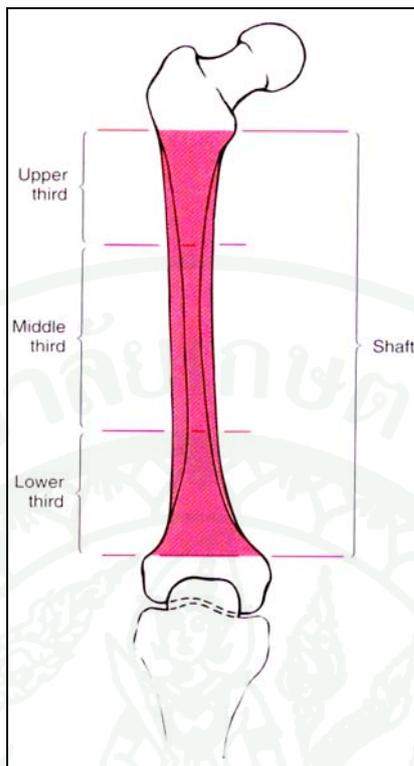
| ภาระแรงกระทำ | ทิศทางที่แรงกระทำ (N) | | | ตำแหน่ง ที่กระทำ |
|---|-----------------------|--------|---------|---------------------|
| | X | Y | Z | |
| แรงปฏิกิริยาที่ข้อสะโพก (Hip contact) | 451.4 | 225.7 | -1806.0 | P ₁ |
| กล้ามเนื้อแอบดักเตอร์ (Abductor) | -468.0 | 0.0 | 694.0 | P ₂ |
| กล้ามเนื้อเทนเซอร์เฟสเซียลาเตอ์ (Tensor fascia latae) | 117.0 | 158.8 | -75.2 | P ₂ |
| กล้ามเนื้อวาสตัสแลทเทอราลิส (Vastus lateralis) | 8.4 | -108.0 | -543.0 | P ₃ |
| กล้ามเนื้อวาสตัสมิเดียลิส (Vastus medialis) | 8.4 | -33.4 | -167.0 | P ₄ |

ที่มา: Behrens *et al.* (2009)

2. การแตกหักของกระดูก

2.1 รูปแบบของการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลาง

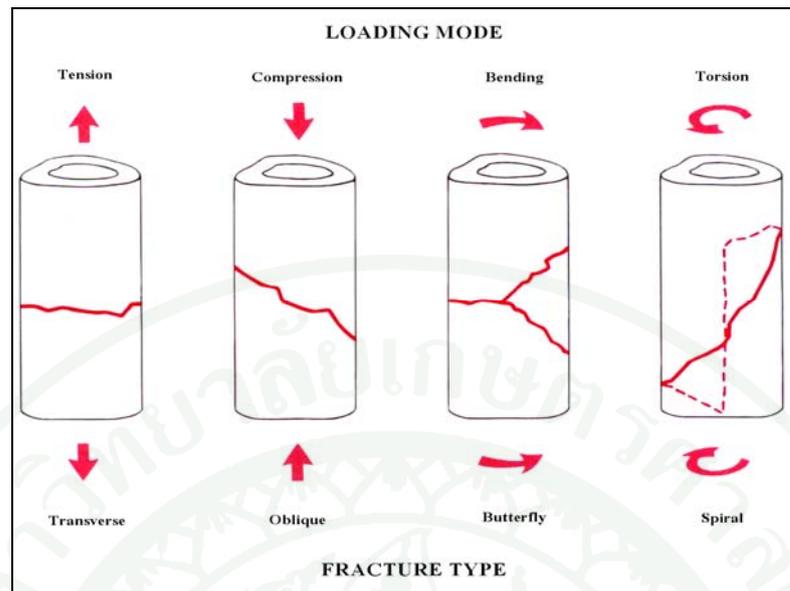
การแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลางมีสาเหตุมาจากกระดูกได้รับภาระจากแรงภายนอกมากกระทำตังนั้นกระดูกจึงทำหน้าที่ดูดซับพลังงานที่เกิดขึ้น ถ้าแรงหรือพลังงานที่กระดูกดูดซับนั้นเกินค่ากำลังวัสดุ (Strength) ของกระดูกก็จะทำให้กระดูกเกิดการแตกหัก โดยรูปแบบของการแตกหักของกระดูกนั้นขึ้นอยู่กับทิศทางและปริมาณแรงที่เข้ามากระทำ ในการแบ่งประเภทของการแตกหักของกระดูกต้นขานั้นจะช่วยเป็นข้อมูลพื้นฐานให้กับแพทย์ในการวินิจฉัย เพื่อที่จะทำการตัดสินใจเลือกวิธีการและเครื่องมือที่จะใช้ในขั้นตอนการรักษาให้กับผู้ป่วย การแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลางนั้นในการจำแนกประเภทของการแตกหักขึ้นอยู่กับระดับที่เกิดการแตกหักและรูปแบบของการแตกหักโดยแบ่งกระดูกต้นขาตอนกลางออกอีกเป็น 3 ระดับ คือ กระดูกต้นขาตอนกลางช่วงบน (Upper or Proximal third) กระดูกต้นขาตอนกลางช่วงกลาง (Middle third) และกระดูกต้นขาตอนกลางช่วงล่าง (Lower or Distal third) ดังภาพที่ 9



ภาพที่ 9 บริเวณกระดูกต้นขาตอนกลางส่วนบน (Upper third) ส่วนกลาง (Middle third) และส่วนล่าง (Lower third)

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

การหักของกระดูกจากแรงกระทำรูปแบบต่างๆจะทำให้เกิดความวิบัติดังภาพที่ 10 โดยเมื่อกระดูกได้รับแรงดึง (Tension) จะเกิดรอยหักขวางในระนาบตั้งฉากกับแนวแรง (Transverse fracture) ส่วนกรณีเมื่อกระดูกได้รับแรงอัด (Compression) กระดูกจะมีการทรุดตัวภายในเนื้อกระดูกโดยการทรุดตัวจะเกิดในแนวเฉียง 45 องศาจากแนวแกนซึ่งเป็นแนวความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นสูงสุดของกระดูกขณะได้รับแรงอัด ดังนั้นความวิบัติจากแรงอัดจะเกิดเป็นรอยหักเฉียงทำมุมราว 45 องศากับแนวแกน (Oblique fracture)

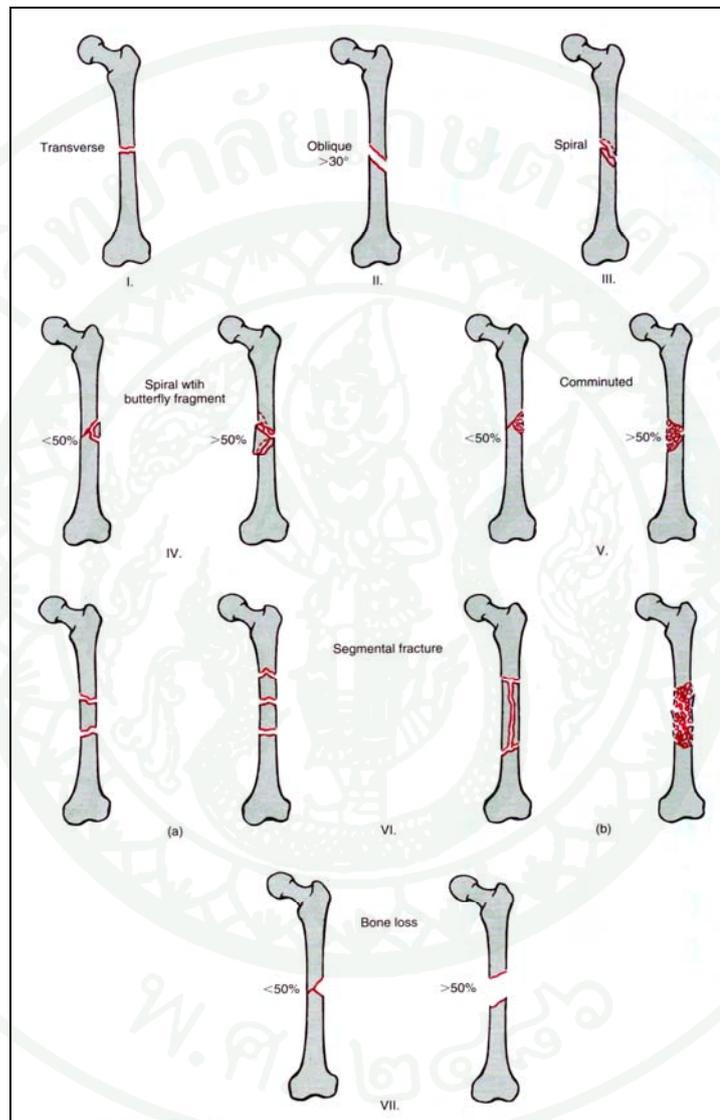


ภาพที่ 10 ลักษณะการแตกหักของกระดูกจากแรงกระทำรูปแบบต่างๆ

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

เมื่อกระดูกได้รับแรงโก่งงอ (Bending) ด้านที่เกิดความเค้นดึงมักเกิดจากการแยกของกระดูกผิวนอกสุด และรอยแยกจะปริออกตามแนวขวางมากขึ้นตามลำดับ ทำให้เกิดเป็นรอยหักขวางในช่วงต้นที่มีความเค้นดึงและเกิดการหักเฉียง 45 องศาตรงบริเวณที่มีความเค้นอัดเกิดขึ้นจึงเกิดเป็นชิ้นหักย่อยรูปคล้ายผีเสื้อ (Butterfly fracture) กรณีเมื่อกระดูกได้รับแรงบิดหมุน (Torsion) ส่วนหนึ่งของแรงบิดหมุนจะทำให้เกิดแรงเค้นเฉือนตามแนวแกน และอีกส่วนหนึ่งจะเป็นแรงเค้นดึงตามแนวเฉียง 45 องศาโดยแรงทั้งสองจะมีความเค้นสูงสุดที่ผิวนอกที่อยู่ห่างจากแกนหมุนมากที่สุดซึ่งเมื่อกระดูกเกิดการวิบัติใกล้เคียงกันทั้งสองแนว ความวิบัติจากแรงเค้นเฉือนจะเกิดรอยปริตามแนวแกนของกระดูก และแรงเค้นดึงจะทำให้เกิดการแยกของกระดูกตามแนวเฉียง 45 องศาโดยรอบแกนกระดูก ทำให้รอยแตกที่เกิดขึ้นจะวนรอบแกน 360 องศาโดยจะมีจุดเริ่มต้นและจุดสุดท้ายของรอยหักอยู่ตรงกับแนวแกน (Spiral fracture) ทั้งนี้หากแรงที่กระทำเป็นแรงผสมรูปแบบของรอยหักอาจมีความซับซ้อนไปจากเดิมโดยขึ้นอยู่กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากแรงทั้งหมดที่กระทำต่อกระดูก เช่น แรงโก่งงอร่วมกับแรงอัดอาจทำให้เกิดรอยหักขวางร่วมกับรอยหักเฉียง เป็นต้น

ในงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลางซึ่ง Gustilo *et al.* (1990) ได้ทำการแบ่งประเภท และรูปแบบของการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลางออกมาเป็น 7 ประเภทดังภาพที่ 11



ภาพที่ 11 ลักษณะการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง: I. แบบทรานเวอร์ส (Transverse) II. แบบออฟลิก (Oblique) III. แบบสไปรัล (Spiral) IV. แบบสไปรัล ร่วมกับบัตเตอร์ไฟล์ (Spiral with butterfly) V. แบบคอมมินิวต์ (Comminute) VI. แบบเซกเมนทัล (Segmental) และ VII. แบบมีชิ้นส่วนกระดูกที่สูญหาย (Bone loss)

ที่มา: Gustilo *et al.* (1990)

นอกจากนี้ลักษณะการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางแบบคอมมินิวต์ยังสามารถแบ่งได้ออกเป็น 5 ประเภทโดย Winqvist และ Hansen (1980) ดังภาพที่ 12 ซึ่งแบ่งตามลำดับความรุนแรงของการแตกหักแบบคอมมินิวต์ หรือก็คือแบ่งตามความมั่นคง (Stability) ของรอยหักระหว่างการสบกันของชิ้นปลายและของชิ้นต้นหลัก (Main fragments) นั่นเอง โดยที่ถ้ารอยหักมีความมั่นคงต่ำ ในการทำการรักษาจะต้องให้ความระวังเป็นอย่างมากเพราะมีโอกาสเสี่ยงสูงที่จะเกิดการติดกันของกระดูกผิดรูปเนื่องจากการบิดหมุน หรือทำให้เกิดการทรุดตัวลงซึ่งทำให้กระดูกต้นขาสั้นลงจากเดิม การแตกหักแบบคอมมินิวต์ทั้ง 5 ประเภทนั้นมีรายละเอียดดังนี้

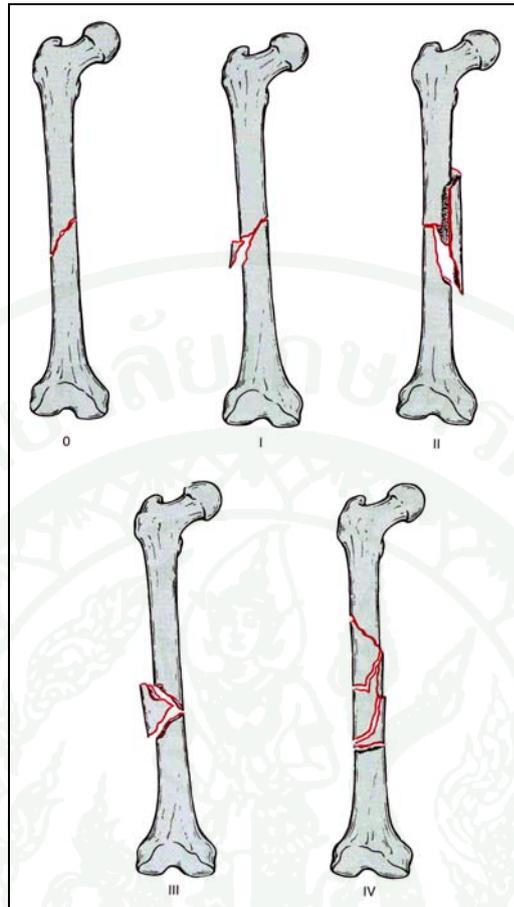
ก. เกรด 0 : ไม่มีการแตกหักแบบคอมมินิวต์ (No comminution) รอยหักมีความมั่นคงสูง (Stable fracture)

ข. เกรด 1 : การแตกหักแบบคอมมินิวต์ที่มีชิ้นหักย่อยรูปผีเสื้อ (Butterfly fragment) มีขนาดเล็กโดยไม่เกิน 25% ของความกว้างกระดูก ซึ่งหมายความว่ายังคงเหลือส่วนของกระดูกที่สบกันระหว่างกระดูกชิ้นหลักหักต้นและชิ้นหักหลักปลายไม่น้อยกว่า 75 %

ค. เกรด 2 : การแตกหักแบบคอมมินิวต์ที่มีชิ้นหักย่อยรูปผีเสื้อมีขนาดใหญ่แต่ไม่เกิน 50 % ของความกว้างกระดูก ยังคงเหลือส่วนของกระดูกที่สบกันระหว่างกระดูกชิ้นหลักหักต้นและชิ้นหักหลักปลายไม่น้อยกว่า 50 % ซึ่งลักษณะของเกรด 1 และ 2 นั้น ถ้าเกิดการสบกันที่ดีของกระดูกทั้งสอง รอยหักจะมีความมั่นคงค่อนข้างมากทำให้สามารถป้องกันการบิดหมุน หรือระยะของกระดูกต้นขามีการเปลี่ยนแปลงได้

ง. เกรด 3 : การแตกหักแบบคอมมินิวต์ที่มีชิ้นหักย่อยรูปผีเสื้อมีขนาดใหญ่เกิน 50% ของความกว้างกระดูก ยังคงเหลือส่วนของกระดูกที่สบกันระหว่างกระดูกชิ้นหลักหักต้นและชิ้นหักหลักปลายน้อยกว่า 50 % ดังนั้นรอยหักจึงขาดความมั่นคง (Unstable fracture) ทำให้เกิดการบิดหมุน และระยะของกระดูกต้นขามีการเปลี่ยนแปลงได้

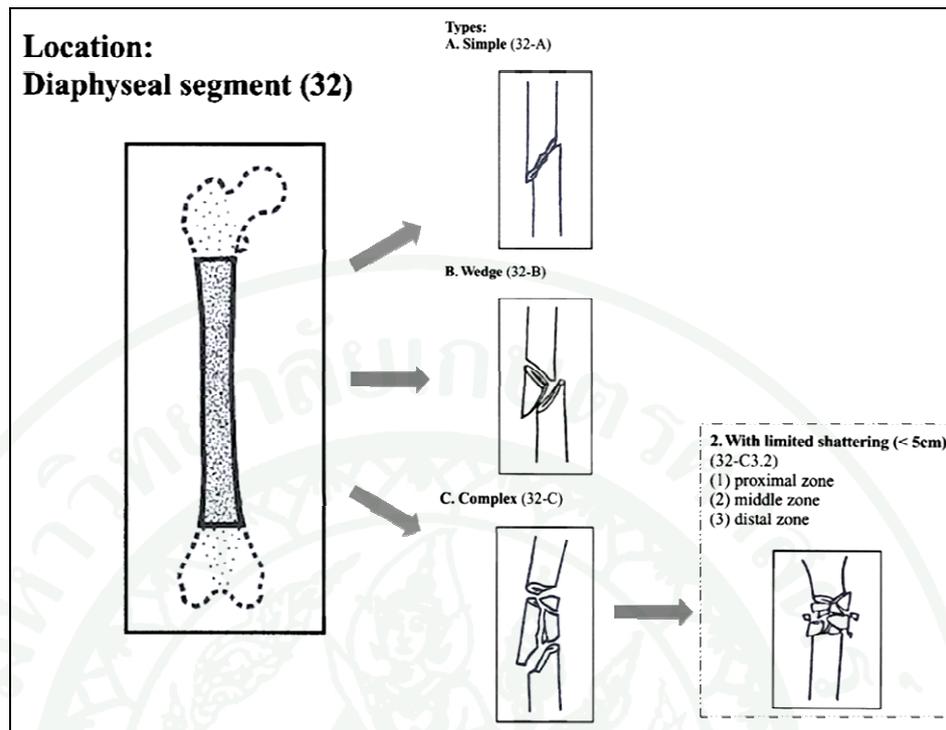
จ. เกรด 4 : การแตกหักแบบเซกเมนทัลคอมมินิวชัน (Segmental comminution) ไม่มีส่วนของกระดูกที่สบกันระหว่างกระดูกชิ้นหลักหักต้นและชิ้นหักหลักปลาย ดังนั้นรอยหักจึงขาดความมั่นคง ทำให้เกิดการบิดหมุน และระยะของกระดูกต้นขามีการเปลี่ยนแปลงได้เช่นเดียวกับเกรด 3



ภาพที่ 12 การแตกหักแบบคอมมินิวต์ของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง
(Comminution of femoral shaft fractures)

ที่มา: Winqvist and Hansen (1980)

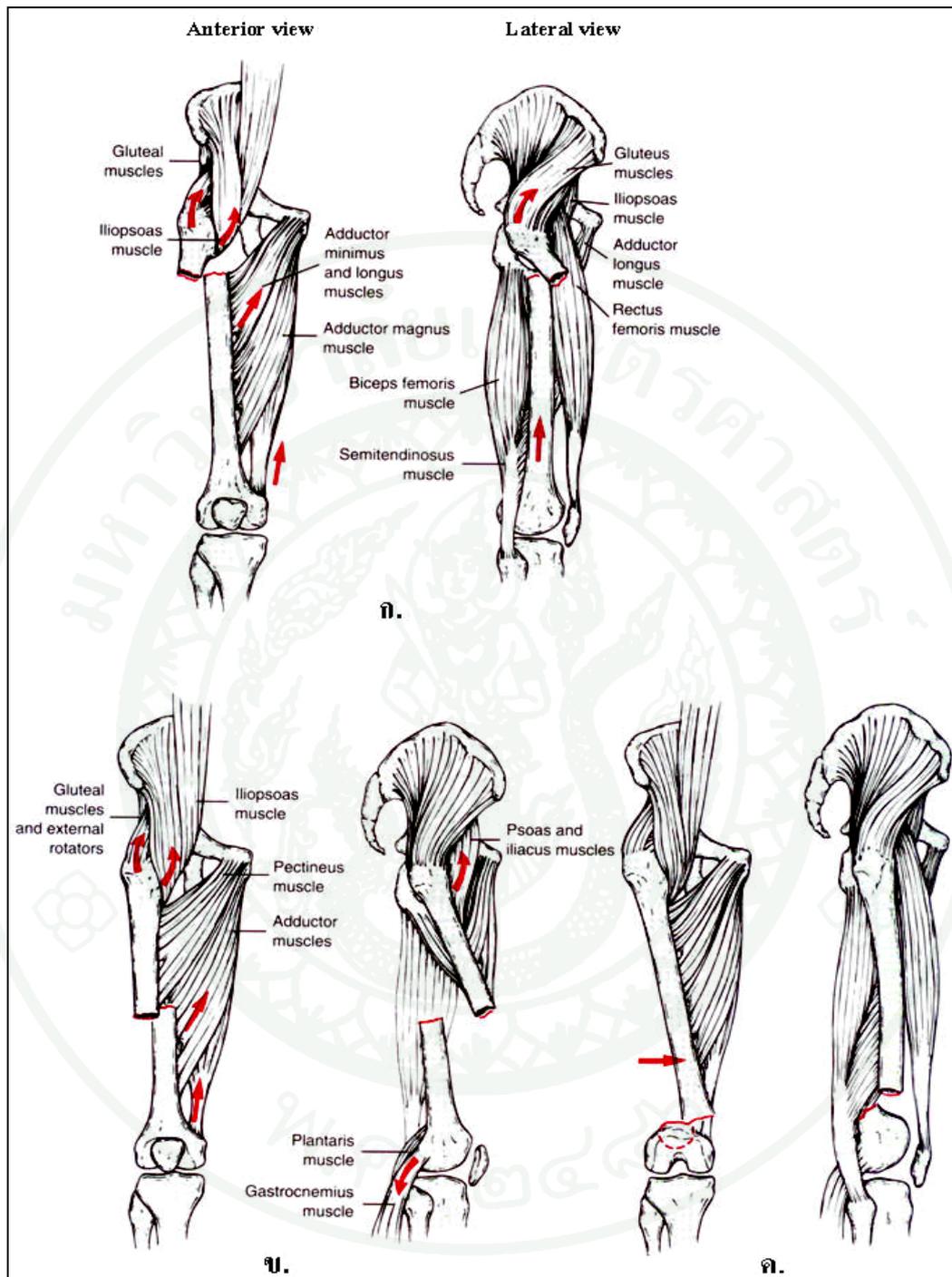
ในงานวิจัยนี้จะพิจารณากระดูกต้นขาที่มีการแตกหักโดยใช้รูปแบบของ Gustilo *et al.* (1990) ซึ่งเป็นการหักแบบคอมมินิวต์โดยมีส่วนกระดูกแตกมากกว่า 50% ตรงกับของ Winqvist and Hansen (1980) เกรด 3 และสอดคล้องกับการแบ่งประเภทของการแตกหักที่กระดูกต้นขาของ Orthopaedic Trauma Association (OTA) (1996) ชนิด 32-C3.2 ที่มีชิ้นหักย่อยต่างๆมีระยะความยาวน้อยกว่า 5 ซม. ดังภาพที่ 13 ทั้งนี้การแบ่งประเภทรอยแตกหักของ OTA นั้นเนื่องจากการแบ่งประเภทรอยแตกหักออกเป็นรายละเอียดปลีกย่อยมากขึ้นจึงทำให้การระบุชนิดของรอยแตกหักสามารถระบุได้อย่างถูกต้อง และมีความผิดพลาดในการสื่อสารระหว่างบุคลากรการแพทย์น้อยลง



ภาพที่ 13 การแตกหักแบบซับซ้อนของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

ที่มา: คัดแปลงจาก Orthopaedic Trauma Association (1996)

กระดูกต้นขาในแต่ละส่วนที่แตกต่างตามลักษณะทางกายภาพทั้ง 3 ส่วนนั้นจะมีกล้ามเนื้อมัดต่าง ๆ ที่ยึดเกาะในตำแหน่งและทิศทางที่แตกต่างกัน เพื่อใช้ในการควบคุมการเคลื่อนไหวในอิริยาบถต่าง ๆ ในการปฏิบัติภารกิจประจำวันที่เกิดขึ้น กล้ามเนื้อหลายมัดขนาดค่อนข้างใหญ่เมื่อเกิดการแตกหักของกระดูกต้นขาจึงเป็นผลทำให้การเคลื่อนไหวของกระดูกที่แตกหักมีลักษณะที่ไม่เหมือนกันโดยขึ้นอยู่กับระดับ ตำแหน่งของรอยหัก และลักษณะของการแตกหักดังภาพที่ 14 ซึ่งมีผลกระทบทำให้กระดูกต้นขาเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างขึ้นหรือกระดูกติดกันผิดรูปถ้าไม่สามารถยึดตรึงรอยแตกหักให้มั่นคงได้ อย่างไรก็ตามก่อนทำการรักษาด้วยวิธีการต่าง ๆ นั้น ศัลยแพทย์กระดูกจะทำการจัดกระดูกให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องก่อนเสมอ



ภาพที่ 14 ลักษณะการเคลื่อนที่ของกระดูกต้นขาที่หักซึ่งเกิดจากแรงกระทำของกล้ามเนื้อในตำแหน่งหักที่ระดับแตกต่างกัน (ซ้าย: ภาพทางด้านหน้า และขวา: ภาพทางด้านข้าง)
ก. ระดับบน ข. ระดับกลาง และ ค. ระดับล่าง

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

3. การซ่อมแซมกระดูกตรงรอยหัก (Fracture healing)

3.1 ธรรมชาติของการซ่อมแซมรอยหัก

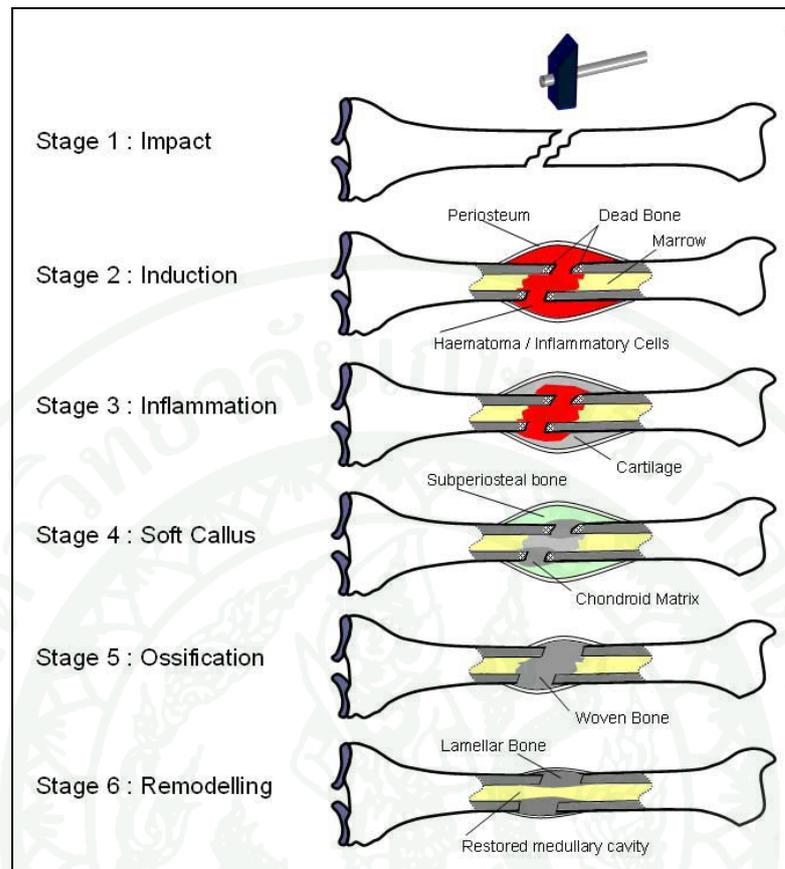
เมื่อกระดูกหักจะเกิดการสูญเสียความต่อเนื่องของเนื้อกระดูกและความมั่นคงแข็งแรงทางเชิงกล หลอดเลือดที่เลี้ยงกระดูกมีการฉีกขาด ทำให้ปลายกระดูกตรงบริเวณรอยหักเซลล์กระดูกมีการตายเกิดขึ้น สำหรับขั้นตอนในการซ่อมแซมเกิดขึ้นดังภาพที่ 15 โดยมีรายละเอียดและขั้นตอนดังนี้

3.1.1 ระยะเวลาอักเสบ (Inflammatory phase) เป็นระยะที่ร่างกายตอบสนองต่ออันตรายที่เกิดขึ้นกับกระดูก หลังกระดูกหักจะเกิดการฉีกขาดของเส้นเลือดทั้งบริเวณโพรงกระดูก (Endosteal vessel) และเยื่อหุ้มกระดูก (Periosteal vessel) เกิดก้อนเลือดคั่ง (Hematoma) อยู่ที่บริเวณรอยหัก จากนั้นเกร็ดเลือดที่ตายจะหลั่งสารสื่อกลาง (Mediator) กระตุ้นให้เซลล์เม็ดเลือดขาวซึ่งได้แก่ เซลล์โพลีมอร์โฟนิวเคลียร์ (Polymorphonuclear cell) ลิมโฟไซต์ (Lymphocyte) และมาโครเฟจ (Macrophage) เคลื่อนที่มายังบริเวณกระดูกหัก โดยเซลล์เหล่านี้จะทำหน้าที่กำจัดเซลล์ที่ตายและหลั่งสารไซโตคีน (Cytokine) กระตุ้นการสร้างหลอดเลือด (Angiogenesis) ทำให้มีอาการบวมและปวดเกิดขึ้นบริเวณกระดูกหักในระยะ 24-48 ชั่วโมงแรก ระยะนี้ใช้เวลาเฉลี่ยประมาณร้อยละ 10 ของเวลาการซ่อมแซมรอยหักทั้งหมด

3.1.2 ระยะเวลาซ่อมแซม (Reparative phase) เป็นระยะที่เริ่มสร้างกระดูกโดยบริเวณก้อนเลือดจะได้รับการแทนที่โดยเซลล์ที่เกี่ยวข้องในการซ่อมแซม เช่น ไฟโบรบลาสต์ (Fibroblast) ครอนโดโรบลาสต์ (Chondroblast) และออสติโอบลาสต์ (Osteoblast) รวมทั้งมีการสร้างหลอดเลือดใหม่แทรกเข้าไปในก้อนเลือดในราววันที่ 4 หลังกระดูกหัก กลุ่มเซลล์ต้นกำเนิดที่เกี่ยวข้องกับการสร้างกระดูกจะเริ่มกระจายเข้าไปที่รอยหักและมีการสร้างเซลล์ออสติโอออยด์ (Osteoid) เกิดขึ้น หลังจากนั้นจะเริ่มมีการสร้างเนื้อกระดูกวูฟเวน (Woven bone) ในราว 1 สัปดาห์หลังกระดูกหัก ในช่วงเวลานี้บริเวณรอยหักจะประกอบด้วยหลอดเลือดฝอย เนื้อเยื่อไฟบรัส และเนื้อเยื่อกระดูกวูฟเวนปกคลุมห่อหุ้มอยู่โดยรอบซึ่งเรียกว่า “ซอพแคลลัส (Soft callus)” ต่อมาจะมีการสร้างกระดูกอ่อนเกิดขึ้นที่บริเวณรอบนอกของซอพแคลลัสลุกลามเข้ามาด้านในใจกลางและมีการเปลี่ยนแปลงเป็นกระดูกในลักษณะเดียวกับการเกิดการสร้างกระดูกภายในเนื้อกระดูกอ่อน (Endochondral ossification) เป็นผลให้เนื้อกระดูกแคลลัสที่เกิดขึ้นมีความแข็งแรงมากขึ้นตามเวลาที่ผ่านไปและมี

การเปลี่ยนแปลงเป็นกระดูกเพิ่มขึ้นตามลำดับ ลักษณะที่ร่างกายสร้างแคลลัสขึ้นห่อหุ้มรอยกระดูกหักโดยรอบเป็นผลดีทางชีวกลศาสตร์ โดยลักษณะของกระดูกใหม่ที่มาปกโดยรอบจะทำให้ค่าโมเมนต์ความเฉื่อย (Moment of inertia) และโมเมนต์ความเฉื่อยต่อแรงบิด (Polar moment of inertia) สูงขึ้น ทำให้บริเวณรอยหักมีความต้านทานแรงโก่งงอหรือโมเมนต์ดัด และแรงบิดหมุนเพิ่มขึ้นเป็นผลทำให้รอยกระดูกหักอยู่นิ่งมากขึ้นจนกระทั่งกระดูกติดสมบูรณ์ในที่สุด ระยะเวลาของการซ่อมแซมรอยหักนี้ขึ้นอยู่กับชนิดของกระดูก ความรุนแรงของการบาดเจ็บ และวิธีการรักษา โดยใช้เวลาเฉลี่ยประมาณร้อยละ 40 ของเวลาทั้งหมด

3.1.3 ระยะการปรับแต่ง (Remodeling phase) เป็นระยะสุดท้ายของการติดของรอยหัก เป็นระยะที่มีการปรับรูปร่างของกระดูกให้แข็งแรงและเหมาะสมกับภาระที่กระทำ โดยที่ลักษณะของเนื้อกระดูกแคลลัสที่สร้างขึ้นในช่วงแรกซึ่งมีเส้นผ่านศูนย์กลางภาคตัดขวางมากกว่าขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของกระดูกก่อนเกิดการหัก เมื่อกระดูกเริ่มติดดีจะมีการปรับแนวการเรียงตัวของเนื้อกระดูกวูฟเวนเป็นเนื้อกระดูกลามลลา (Lamella bone) ทำให้เกิดความแข็งแรงสอดคล้องกับแนวแรงที่ทอดผ่าน รวมทั้งขนาดของเนื้อกระดูกแคลลัสและแนวของกระดูกจะมีการปรับแต่งที่ละน้อยจนมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและลักษณะเนื้อกระดูกใกล้เคียงกับสภาพเดิม ซึ่งระยะเวลาในการปรับแต่งใช้เวลานานเป็นปีและอาจหาตำแหน่งสิ้นสุดได้ยาก อย่างไรก็ตามระยะการปรับแต่งนี้มีความหมายค่อนข้างน้อยในการรักษาผู้ป่วยเนื่องจากผู้ป่วยสามารถใช้อวัยวะได้โดยไม่เกิดการเจ็บปวด ลักษณะของการติดของรอยหักดังกล่าวซึ่งมีการสร้างกระดูกแคลลัสนี้เป็นการติดของกระดูกโดยวิธีการทางอ้อม (Indirect bone healing) โดยอาศัยการเกิดซอพแคลลัส และกระดูกแคลลัสจะมีความแข็งแรงมากขึ้นทีละน้อยเพื่อช่วยในการตรึงกระดูกให้อยู่นิ่ง แล้วจึงเกิดการเปลี่ยนแปลงภายในกระดูกแคลลัสนั้นจนกลายเป็นกระดูกในที่สุด การซ่อมแซมรอยหักในลักษณะเช่นนี้จึงเรียกเป็น “การซ่อมแซมรอยหักในลำดับที่ 2 (Secondary bone healing)” การติดของกระดูกโดยวิธีการนี้เป็นแบบที่พบเห็นได้ตามธรรมชาติ และภายหลังการรักษากระดูกหักแบบวิธีอนุรักษ์นิยม (Conservative treatment) เช่น การใช้เฝือก การดัดถ่วงเป็นต้น ระยะนี้ใช้เวลาเฉลี่ยโดยประมาณร้อยละ 70 ของเวลาทั้งหมด



ภาพที่ 15 ขั้นตอนในการซ่อมแซมกระดูกที่เกิดการแตกหัก

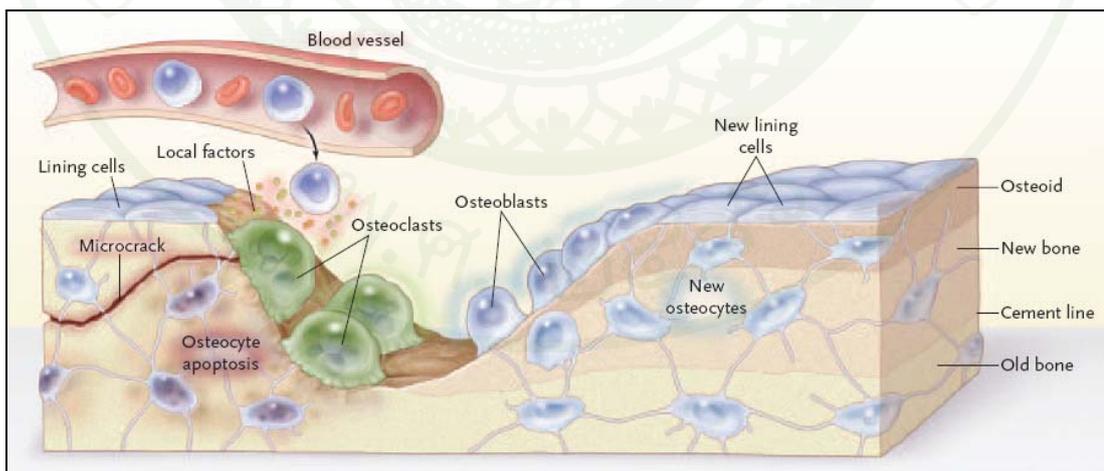
ที่มา: <http://www.bonfixator.com> (2008)

3.2 การซ่อมแซมรอยหักโดยตรงแบบไม่เกิดแคลลัส

3.2.1 การซ่อมแซมรอยหักโดยตรง (Direct or Primary bone healing) กระดูกที่แตกหักและได้รับการยึดตรึงอย่างมั่นคงโดยที่บริเวณรอยหักมีช่องว่างระหว่างชิ้นที่หักห่างกันไม่เกิน 1 มม. กระดูกจะมีการซ่อมแซมแบบรอยแยกแคบ (Gap healing) โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นคือ มีการชุมนุมของเซลล์มีเซนไชม์มอด (Mesenchymal cell) และ มีการรอกของเส้นเลือดเข้าไปภายในบริเวณช่องว่างภายหลังการบาดเจ็บไม่นาน ต่อมาเซลล์มีเซนไชม์มอดจะเปลี่ยนเป็นเซลล์สร้างกระดูกออสติโอบลาสซึ่งช่วยสร้างเซลล์ออสติโอไซต์ที่บริเวณปลายของกระดูกหักทั้งสองด้านซึ่งโดยส่วนใหญ่จะปราศจากขั้นตอนการกำจัดเซลล์กระดูกที่ตาย (Osteoclastic resorption) หลังจากนั้นจะมีการสร้างกระดูกแลเมลลาที่เป็นระเบียบเกิดขึ้นตั้งแต่เริ่มแรกที่บริเวณรอยแยกอยู่ในช่วง

0.15-0.2 มม. สำหรับช่องว่างที่กว้างมากกว่า 0.2 มม. แต่น้อยกว่า 1 มม. จะมีการสร้างกระดูกฟเวอนที่ไม่เป็นระเบียบที่บริเวณช่องว่างก่อนเป็นเบื่องต้นแล้วจึงเปลี่ยนแปลงกลายเป็นกระดูกแลเมลลาในเวลาต่อมา ระยะเวลาตั้งแต่เกิดรอยหักจนมีการสร้างกระดูกเกิดขึ้นเต็มบริเวณช่องว่างอยู่ระหว่าง 4-6 สัปดาห์ แม้การซ่อมแซมแบบรอยแยกแคบจะเกิดขึ้นเต็มช่องว่างแล้วก็ตาม กระดูกที่เกิดบริเวณรอยแยกจะมีคุณสมบัติของโครงสร้างทางกายภาพแตกต่างออกไปจากกระดูกเนื้อแน่นโดยทั่วไปและการเปลี่ยนแปลงที่ปลายชิ้นหักมักจะมีการตายเกิดขึ้นในเวลาต่อมา ทั้งนี้เป็นผลจากการขาดเลือดซึ่งเกิดขึ้นตั้งแต่แรกในช่วงที่กระดูกหัก เนื้อกระดูกตรงช่องว่างที่เกิดขึ้นนั้นจะค่อย ๆ ปรับเปลี่ยนอย่างช้า ๆ ในภายหลังจากกระบวนการปรับรูปภายในกระดูกเอง (Harversian remodeling) ซึ่งช่วงนี้เป็นช่วงที่ 2 ของการซ่อมแซมรอยหักโดยตรง

3.2.2 การซ่อมแซมโดยตรงแบบรอยหักสัมผัสกัน (Contact healing) กรณีที่ชิ้นหักสบกกันได้สนิทภายใต้การตรึงอย่างมั่นคงจนไม่มีการเคลื่อนไหวตรงบริเวณรอยหัก การติดของกระดูกจะเกิดแตกต่างไปจากที่กล่าวมาแล้ว ทั้งนี้เนื่องจากบริเวณรอยหักไม่มีช่องว่างเพื่อให้เซลล์ มีเซนไซม์มอลหรือหลอดเลือดแทรกเข้ามาอยู่ได้ ดังนั้นการเชื่อมต่อของชิ้นกระดูกตรงบริเวณรอยหักจำเป็นต้องเกิดขึ้นเองภายในเนื้อกระดูกที่สับชิดเข้าหากันโดยลำพัง ซึ่งอาศัยกระบวนการเช่นเดียวกับระยะการปรับแต่งของเนื้อกระดูกซึ่งเป็นกระบวนการที่เกิดขึ้นอย่างช้า ๆ ดังภาพที่ 16



ภาพที่ 16 ขั้นตอนการซ่อมแซมกระดูกในระยะการปรับแต่ง (Remodeling phase)

ที่มา: Seeman and Delmas (2006)

ในปัจจุบันเชื่อว่าการติดของกระดูกชนิดที่ไม่มีการสร้างกระดูกแคลลัสมีความมั่นคงแข็งแรงน้อย ส่วนที่ให้ความมั่นคงแข็งแรงตรงบริเวณรอยหักได้จากการซ่อมแซมแบบช่องว่างมากกว่าแบบรอยหักสัมผัสกัน และในทางปฏิบัติจะมีบริเวณที่เกิดการซ่อมแซมแบบรอยหักสัมผัสกันได้น้อยมากโดยมักพบบริเวณที่อยู่ใกล้ชิดกับแผ่นดามกระดูก ส่วนบริเวณที่ห่างออกจากแผ่นดามกระดูกมักมีรูปแบบของการซ่อมแซมแบบช่องว่างเป็นส่วนใหญ่ (บรรจง, 2542)

4. วิธีการรักษากระดูกหัก

การรักษากระดูกหักนั้นเป็นการจัดกระดูกที่หักให้อยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม และจำกัดการเคลื่อนที่ของกระดูกที่หักเพื่อให้เกิดมีการติดกันของกระดูกโดยอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องและต้องไม่เกิดการแตกหักซ้ำ โดยทั่วไปสามารถแบ่งวิธีการรักษากระดูกหักออกเป็น 2 วิธีดังนี้

4.1 การรักษากระดูกหักโดยวิธีไม่ผ่าตัด หรือวิธีอนุรักษนิยม (Conservative treatment)

เป็นวิธีการที่มีมาตั้งแต่อดีตโดยอาศัยกระบวนการซ่อมแซมที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ ซึ่งระยะเวลาในการซ่อมแซมจะแตกต่างกันตามชนิดของเนื้อเยื่อ และความรุนแรงของการบาดเจ็บ สำหรับขั้นตอนการรักษาที่เป็นหลักการโดยทั่วไปจะใช้หลักการ 4 ขั้นตอนดังนี้

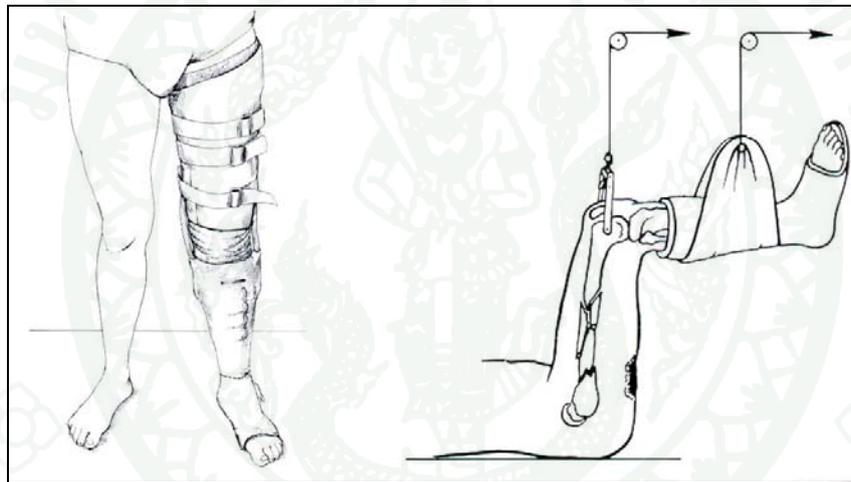
ก. สำนึกความเข้าใจ (Recognition) หมายถึง การวินิจฉัยที่ถูกต้องครบถ้วนตลอดจนเข้าใจถึงกลไกการบาดเจ็บที่เกิดขึ้น

ข. การจัดรวบรวม (Reduction) เป็นการจัดชิ้นกระดูกหักให้เข้าที่โดยมุ่งหวังให้กระดูกหักอยู่ในสภาพใกล้เคียงปกติที่สุดหรือกลับคืนสู่ตำแหน่งเดิมก่อนการหัก

ค. การคงรักษา (Retention) หมายถึง การจัดการให้กระดูกหักที่จัดเข้าที่แล้วให้อยู่นิ่งในตำแหน่งดังกล่าวจนกระทั่งรอยหักติดกันดี

ง. การฟื้นฟู (Rehabilitation) เป็นการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยตรงบริเวณส่วนที่บาดเจ็บและสภาพร่างกายโดยทั่วไปซึ่งเกี่ยวข้องกัน โดยสามารถเริ่มต้นการปฏิบัติตั้งแต่แรกเริ่มทำการรักษาโดยไม่ต้องรอให้กระดูกที่หักติดกันสมบูรณ์ก่อน

การจัดประคองแนวกระดูกให้อยู่ในตำแหน่งที่ต้องการมักอาศัยวิธีการใส่เฝือก (Cast) และการใช้เครื่องดึงถ่วง (Traction) ซึ่งเป็นการตรึงกระดูกจากภายนอกโดยอาศัยแรงกระทำต่างๆผ่านทางผิวหนังโดยรอบกระดูกเป็นหลักดังภาพที่ 17 วิธีการดังกล่าวนี้ไม่สามารถจัดกระดูกให้อยู่นิ่งได้โดยสมบูรณ์อาจมีการเคลื่อนไหวตรงบริเวณรอยหัก ทำให้การซ่อมแซมกระดูกหักมีลำดับขั้นตอนตามธรรมชาติซึ่งเป็นการซ่อมแซมรอยหักแบบการสร้างแคลลัส ข้อดีของวิธีอนุรักษ์นิยมคือ เป็นการรักษาที่เอื้ออำนวยให้กระดูกติดแบบธรรมชาติมากที่สุด สามารถหลีกเลี่ยงปัญหาซึ่งอาจเกิดจากกระบวนการรักษาโดยวิธีการผ่าตัดอันได้แก่ อันตรายจากการดมยาสลบและการติดเชื้อในระหว่างการทำการผ่าตัด และที่สำคัญคือค่าใช้จ่ายค่อนข้างต่ำ แต่มีข้อเสียในเรื่องของการมีโอกาสในการติดกันผิดรูปของกระดูก และต้องรักษาตัวเป็นเวลานาน



ภาพที่ 17 วิธีการรักษากระดูกหักโดยวิธีอนุรักษ์นิยม วิธีการใส่เฝือก (ภาพซ้าย) และวิธีการใช้เครื่องดึงถ่วง (ภาพขวา)

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

4.2 การรักษากระดูกหักโดยวิธีการผ่าตัด

การติดกันของกระดูกหักถึงแม้จะสามารถเกิดขึ้นได้เองตามธรรมชาติ แต่การติดของกระดูกอาจเกิดขึ้นในลักษณะที่ไม่เหมาะสมทำให้เกิดการติดผิดรูป (Malunion) หรือบางครั้งอาจมีปัญหาอื่นรบกวนทำให้กระดูกไม่ติด (Nonunion) เช่น กระดูกหักที่มีเอ็นหรือกล้ามเนื้อขวางตรงรอยหัก เป็นต้น การรักษาโดยวิธีอนุรักษ์นิยมอาจทำให้การรักษาไม่ประสบผลหรือไม่ได้ผลดี

เท่าที่ควร บางครั้งจำเป็นต้องอาศัยวิธีการผ่าตัดรักษาซึ่งให้ทั้งคุณประโยชน์ในการช่วยให้การรักษาได้ผลดียิ่งขึ้นหรืออาจเกิดภาวะแทรกซ้อนขึ้นได้เช่นเดียวกัน ดังนั้นการพิจารณาเลือกวิธีการผ่าตัดรักษาจึงควรอยู่ในดุลยพินิจของแพทย์ผู้ให้การรักษาซึ่งควรไตร่ตรองถึงความจำเป็นในการทำผ่าตัด ตลอดจนได้ทบทวนถึงปัญหาและอันตรายที่อาจเกิดขึ้นจากการเลือกวิธีการผ่าตัดรักษา โดยทั่วไปในการรักษาภาวะกระดูกหักมีจุดมุ่งหมายไม่เพียงทำให้กระดูกติดเท่านั้นแต่ที่สำคัญคือ ให้ติดในลักษณะที่ใกล้เคียงกับกายวิภาคเดิมมากที่สุด ตลอดจนสามารถทำให้ผู้ป่วยฟื้นสภาพกลับสู่ภาวะปกติหรือใกล้เคียงเดิม เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถดำเนินชีวิตตามปกติให้ได้เร็วที่สุดอีกด้วย

บรรจง (2542) ได้สรุปข้อดีของวิธีการผ่าตัดรักษากระดูกโดยเมื่อพิจารณาถึงการรักษากระดูกหักที่ประกอบด้วย 4 ขั้นตอนพบว่าในแต่ละขั้นตอนของการรักษาด้วยวิธีการผ่าตัด มีข้อที่ดีกว่าการรักษาแบบอนุรักษ์นิยมดังนี้

ก. สำนึกความเข้าใจ (Recognition) การผ่าตัดจนถึงตำแหน่งกระดูกหักช่วยให้ทราบข้อมูลการบาดเจ็บตรงรอยหักได้มากกว่าในบางกรณี เช่น กระดูกหักภายในข้อซึ่งอาจมีกระดูกอ่อนแตก (Osteochondral fracture) ร่วม หรือเนื้อกระดูกมีความผิดปกติ (Pathological fracture) หรือมีการขัดขวางของเอ็นหรือกล้ามเนื้อตรงรอยหัก เป็นต้น

ข. การจัดรวบรวม (Reduction) สามารถจัดขึ้นกระดูกที่หักให้เข้าที่ตามโครงร่างเดิมได้ดีกว่าไม่ว่าจะเป็นการหักจากแรงกระชาก (Avulsion fracture) การขัดขวางรอยหักโดยเอ็นหรือกล้ามเนื้อ หรือกระดูกหักที่เกิดขึ้นภายในข้อ เป็นต้น

ค. การคงรักษา (Retention) การตรึงกระดูกให้อยู่ในสภาพที่ได้รับการจัดเข้าที่โดยวิธีการผ่าตัดสามารถเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายใน เช่น สกรู แผ่นตามกระดูก หรือแกนตามกระดูกได้ตามความเหมาะสม ซึ่งจะช่วยให้ตรึงกระดูกได้มั่นคง (Rigid fixation) กว่า การใช้เฟือกหรือเครื่องดัดวาง

ง. การฟื้นฟู (Rehabilitation) หากผู้ป่วยได้รับการรักษาและยึดตรึงกระดูกได้มั่นคงถูกวิธี จะทุเลาอาการปวดจากกระดูกหักได้เร็ว ช่วยให้สามารถฟื้นฟูสภาพทั้งร่างกายและส่วนที่บาดเจ็บได้รวดเร็วกว่าการรักษาโดยวิธีอนุรักษ์นิยม

ส่วนข้อเสียของวิธีการผ่าตัดรักษากระดูกประกอบด้วยข้อเสียต่างๆที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการผ่าตัดรักษาซึ่งพอสรุปที่สำคัญได้ดังนี้

ก. เสี่ยงต่อการแทรกซ้อนของการดมยาสลบหรือการระงับความรู้สึกซึ่งได้แก่ การแพ้ยา อาการปอดอักเสบจากการสำลัก เป็นต้น

ข. เสี่ยงต่อการติดเชื้อจากการให้เลือดในกรณีที่ต้องให้เลือดทดแทนระหว่างหรือหลังผ่าตัด เช่น โรคไวรัสตับอักเสบ โรคเอดส์ เป็นต้น

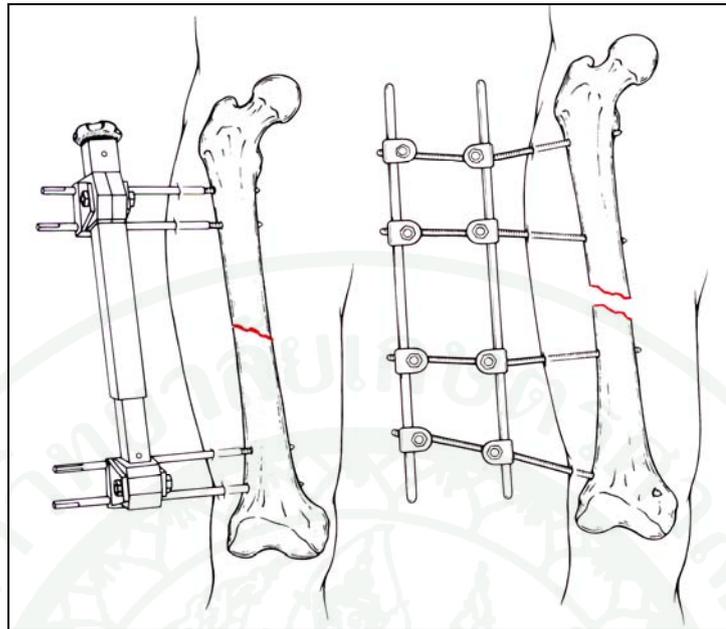
ค. เสี่ยงต่อการบาดเจ็บของหลอดเลือดและเส้นประสาทซึ่งอาจได้รับบาดเจ็บระหว่างการผ่าตัด รวมถึงอาจรบกวนเนื้อเยื่ออ่อนรอบๆ ทำให้บาดเจ็บมากขึ้น หรือรบกวนการไหลเวียนเลือดบริเวณรอยหักซึ่งเป็นสาเหตุให้กระดูกติดล่าช้าลงหรือไม่ติด

ง. อาจเกิดปัญหาการติดเชื้อที่บริเวณแผลผ่าตัด จนลามถึงกระดูกติดเชื้อได้

จ. ทำให้เกิดแผลเป็นทั้งที่ผิวหนังและกล้ามเนื้อตามแนวการผ่าตัด อาจทำให้กล้ามเนื้อทำงานได้ด้อยลง

การยึดตรึงกระดูกที่หักด้วยวิธีการผ่าตัดรักษา หรือวิธีการยึดตรึงกระดูกภายใน (Internal Fixation) สามารถทำได้หลายวิธีซึ่งขึ้นอยู่กับตำแหน่งของกระดูกที่หัก ลักษณะของกระดูกที่หัก ชีวกลศาสตร์ของกระดูกที่หัก ณ ตำแหน่งนั้นๆ แพทย์ผู้รักษาจะพิจารณาเป็นกรณีๆ เพื่อให้ได้ผลที่ดีที่สุดกับผู้ป่วยในแต่ละรายไป โดยวิธีการผ่าตัดรักษาสามารถแบ่งออกได้เป็น

4.2.1 การใช้โครงยึดตรึงกระดูกภายนอก (External fixation) เป็นการรักษาโดยโครงยึดตรึงกระดูกที่อยู่ภายนอกร่างกาย ด้วยวิธีการเสียบเข็มตาม (Pin) ผ่านผิวหนังและเนื้อเยื่อลงไปที่กระดูกทั้ง 2 ด้านของชิ้นที่หักเพื่อทำการยึดตรึงกระดูกให้มั่นคงดังภาพที่ 18 นอกจากนี้ใช้ดามกระดูกแล้วยังสามารถใช้ในการยึดกระดูกเพื่อทดแทนกระดูกบางส่วนที่หายไป แต่มีข้อเสียคือ ทำให้ผู้ป่วยเคลื่อนไหวที่ลำบากเนื่องจากเกิดการขัดขวางของตัวโครงยึดตรึงกระดูกภายนอก

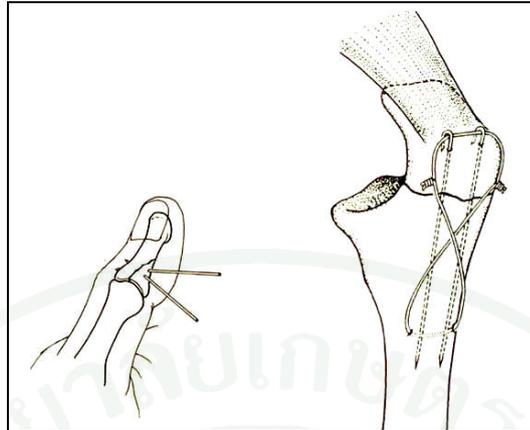


ภาพที่ 18 การรักษาโดยโครงยึดตรึงกระดูกที่อยู่ภายนอกร่างกาย

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

4.2.2 การใช้วัสดุตามกระดูกภายใน (Internal fixation) เป็นการรักษาโดยใช้วัสดุตามกระดูกยึดติดตรึงรอยหักอยู่ภายในร่างกาย เป็นการยึดตรึงกระดูกให้อยู่ในตำแหน่งที่ต้องการและมีความมั่นคงของรอยแตกหักสูง ใช้เวลาในการรักษาตัวน้อย โดยสามารถแบ่งวัสดุตามกระดูกภายในออกได้ดังนี้

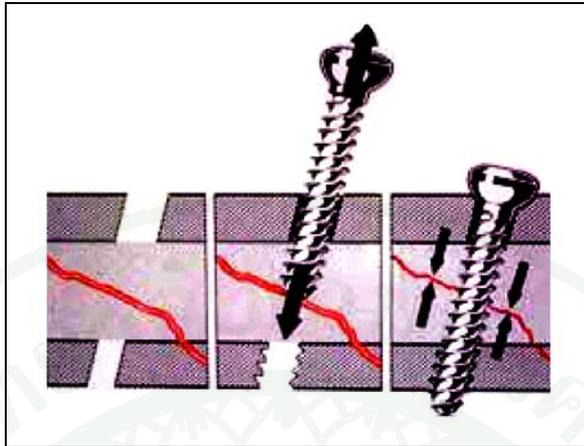
1) การยึดตรึงด้วยเข็มและลวด (Pin and Wire Fixation) มักใช้ในกรณีที่ยึดกระดูกที่มีขนาดไม่ใหญ่มากนักดังภาพที่ 19 เช่น กระดูกหักข้อมือ กระดูกข้อมือ และกระดูกนิ้วเท้า เนื่องจากลวดมีความแข็งแรงน้อย อาจใช้ร่วมกับวัสดุตามกระดูกประเภทอื่นๆ



ภาพที่ 19 การรักษาโดยการยึดตรึงด้วยเข็มและลวด

ที่มา: Chapman *et al.* (1993)

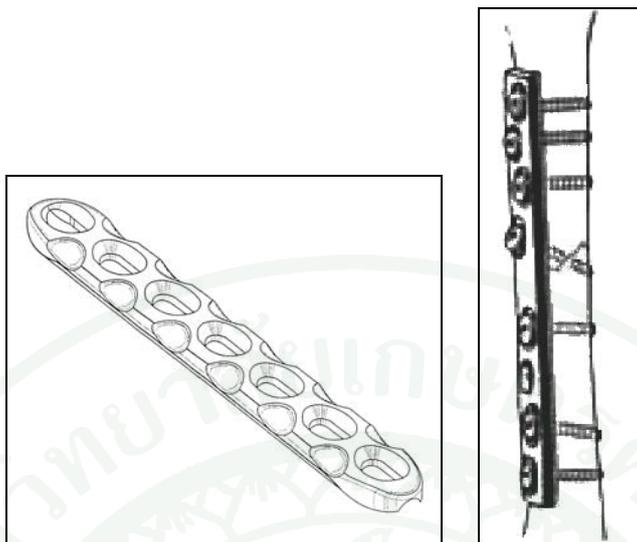
2) การยึดตรึงด้วยสกรู (Screw Fixation) ใช้สำหรับยึดกระดูกที่หักให้ติดกันหรือใช้ยึดแผ่นตามกระดูก โดยหลักการของการใช้สกรูคือการเปลี่ยนแรงบิดให้กลายเป็นแรงอัดผ่านบริเวณกระดูกที่เกิดอาการแตกหัก โดยทำให้ส่วนต้นของสกรูเกิดการเลื่อนไถลได้ และให้ส่วนเกลียวด้านปลายไปจับยึดกับกระดูกอีกด้านหนึ่งดังภาพที่ 20 ซึ่งจะทำให้เกิดแรงอัดที่กระดูกชั้นระหว่างชั้นที่หัก มีสกรูหลากหลายชนิดตามลักษณะการใช้งาน เช่น คอรัคคอลลสกรู (Cortical screw), แคนเซลลัสสกรู (Cancellous screw) เป็นต้น



ภาพที่ 20 หลักการทำงานของสกรูในการยึดตรึงกระดูก

ที่มา: <http://www.aoea.org> (2007)

3)การยึดตรึงด้วยแผ่นดามกระดูกและสกรู (Plate and Screw Fixation) วิธีนี้สามารถใช้กับกระดูกที่มีขนาดใหญ่ได้ และง่ายต่อการที่จะยึดกระดูกให้เข้าที่ตามลักษณะกายวิภาค เนื่องจากสามารถที่จะดัดขึ้นรูปได้บ้าง แผ่นดามกระดูกและสกรูทำหน้าที่จำกัดการเคลื่อนที่ของรอยหักที่เกิดขึ้นดังภาพที่ 21 แต่ผู้ป่วยไม่สามารถลงน้ำหนักได้ในทันทีต้องรอจนกว่ากระดูกจะติดกัน นอกจากนี้การใช้แผ่นดามยังมีความเสี่ยงต่อการเกิดการหักซ้ำได้ในกรณีที่นำแผ่นดามออก หลังจากกระดูกติดกันสมบูรณ์แล้ว เนื่องจากตรงบริเวณที่มีรูสกรูเหลืออยู่นั้น ความแข็งแรงของกระดูกจะลดลง ดังนั้นจึงควรหลีกเลี่ยงการรับแรงกระทำที่รุนแรงบริเวณดังกล่าวหลังการผ่าตัดเอาแผ่นดามกระดูกออก แผ่นดามกระดูกนั้นมีหลายแบบหลายขนาด โดยมีชื่อเรียกตามลักษณะของแผ่นดามกระดูก หรือตามบริษัทผู้ผลิตเช่น แผ่นดามกระดูกชนิดตรง (Straight plate), แผ่นดามกระดูกชนิดดีซีพี (Dynamic compression plate, DCP), และแผ่นดามกระดูกชนิดมุม (Angle blade plate) เป็นต้น



ภาพที่ 21 แผ่นตามกระดูก

ที่มา: <http://www.freepatentsonline.com> (2009), <http://www.aoea.org> (2007)

4) การยึดตรึงด้วยแกนตามกระดูก (Intramedullary nail) เป็นวิธีการใช้แกนตามเพื่อยึดตรึงรอยหักโดยสอดแกนตามกระดูกผ่านเข้าไปภายในโพรงกระดูกของชิ้นกระดูกส่วนที่หัก โดยมีวัตถุประสงค์ในการช่วยจัดแนวกระดูกและทำให้รอยหักเกิดความมั่นคงขึ้นอีกทั้งแกนตามกระดูกจะทำหน้าที่ผ่อนแรงบางส่วนที่ผ่านกระดูกตรงรอยหักโดยเป็นตัวช่วยรับแรงภาระที่เกิดขึ้น (Load sharing) ระบบโครงสร้างภายหลังการยึดตรึงจะมีความมั่นคงสูง ทั้งนี้ขึ้นกับความแข็งแรงของตัวแกนตาม และการยึดเหนี่ยวระหว่างกระดูกกับแกนตาม (Bone-nail interface) โดยที่ความแข็งแรงของแกนตามต่อแรงโก่งงอหรือโมเมนต์ดัดและแรงบิดหมุนนั้น จะขึ้นอยู่กับรูปร่างภาคตัดขวางของแกนตามซึ่งส่งผลโดยตรงต่อค่าโมเมนต์ความเฉื่อยที่เกิดขึ้น ความยาวของแกนตามโดยที่มีผลต่อระยะทางที่เกิดแรงกระทำ และคุณสมบัติของเนื้อวัสดุที่ใช้ในการผลิตแกนตาม ซึ่งโดยทั่วไปสามารถสรุปความแข็งแรงของแกนตามจากความสัมพันธ์ที่แตกต่างกันดังนี้

ก. ขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของแกนตาม พบว่าความแข็งแรงจะเพิ่มมากขึ้นตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เพิ่มขึ้น

ข. ความหนาของแกนตาม โดยพบว่าความแข็งแรงจะเพิ่มขึ้นเมื่อแกนตามมีความหนาของเนื้อวัสดุมากขึ้น

ค. แแกนตามกระดูกที่มีร่องตามยาวในแนวแกน (Slot) จะมีผลทำให้การต้านแรงบิดหมุนลดลง แต่จะช่วยทำให้การใส่แแกนตามมีความกระชับภายในโพรงกระดูกขึ้น เนื่องจากลักษณะของร่องช่วยทำให้แแกนตามสามารถปรับตัวเคลื่อนตามแนวโพรงกระดูกได้ดี ช่วยลดปัญหาการทะลุหรือการแตกของกระดูกที่เกิดขึ้นจากการใส่แแกนตามได้

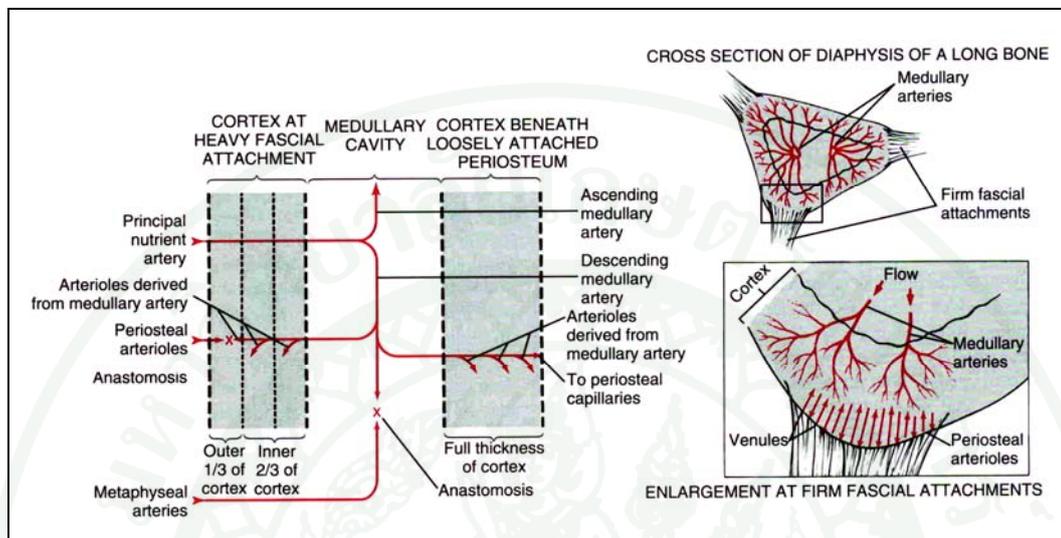
ง. ความยาวที่แแกนตามไม่สัมผัสกับเนื้อกระดูกตรงบริเวณรอยหัก (Working length) โดยพบว่าความแข็งแรงน้อยลงเมื่อมีระยะไม่สัมผัสกับเนื้อกระดูกเพิ่มยาวขึ้น

จ. คุณสมบัติทางกลของวัสดุที่ใช้ในการผลิตแแกนตาม โดยที่วัสดุที่มีความแข็งแรง (Strength) ที่สูงกว่า เมื่อถูกนำมาผลิตเป็นแแกนตามก็จะมีค่าความแข็งแรงที่มากกว่า ทั้งนี้ในขั้นตอนการเลือกใช้หรือในการออกแบบและผลิตแแกนตามนั้น จะต้องพิจารณาปัจจัยอื่นๆควบคู่กันไปด้วยเนื่องจากโดยส่วนมากวัสดุที่มีความแข็งแรงสูงนั้นจะมีคุณลักษณะของความเปราะของวัสดุที่แปรผันตามกันไปด้วย อีกปัจจัยหนึ่งที่มีส่วนสำคัญคือกระบวนการและขั้นตอนการผลิตโดยที่วัสดุที่มีความแข็งแรงมากนั้นนอกจากจะมีราคาวัตถุดิบสูงอยู่แล้ว ยังมีขั้นตอนการผลิตที่ยุ่งยากและผ่านหลายกระบวนการจึงส่งผลให้ราคาของแแกนตามมีราคาสูงขึ้นเกินความจำเป็น

บรรจง (2542) สรุปข้อดีของการยึดตรึงกระดูกโดยแแกนตามกระดูก โดยเฉพาะในกรณีใช้วิธีแบบไม่เปิดรอยหัก (Closed nailing) พบว่า ให้การยึดตรึงกระดูกได้ดี มีการเกาะเนื้อเยื่ออ่อนน้อย ทำให้มีผลรบกวนการไหลเวียนเลือดที่บริเวณรอยหักน้อยลงจึงช่วยให้กระบวนการซ่อมแซมรอยหักเกิดขึ้นได้รวดเร็ว นอกจากนี้การที่เนื้อเยื่ออ่อนที่บริเวณรอยหักไม่ได้รับการบาดเจ็บซ้ำเติมจากกระบวนการผ่าตัดช่วยให้ผู้ป่วยเริ่มกายภาพบำบัดได้รวดเร็วภายหลังการผ่าตัดรักษา

ในการใส่แแกนตามไม่ว่าจะทำการคว้านโพรงกระดูกก่อนใส่แแกนตามหรือไม่ก็ตาม มักมีผลรบกวนการไหลเวียนเลือดในผนังโพรงกระดูกดังภาพที่ 22 อยู่บ้างไม่มากนัก โดยพบการซ่อมแซมระบบไหลเวียนเลือดดังกล่าวเกิดขึ้นได้รวดเร็วในกลุ่มที่ใส่แแกนตามชนิดไม่คว้านโพรงกระดูก เช่น แแกนตามแบบของลอตติส (Lottes) และแแกนตามแบบของรัช (Rush) เป็นต้น ในกรณีที่ใส่แแกนตามชนิดต้องคว้านโพรงกระดูกก่อนใส่เช่น แแกนตามแบบของคูนต์เชอร์ (Kuntscher) มักมีการรบกวนระบบไหลเวียนเลือดในชั้นผนังโพรงกระดูก เกิดการขาดเลือดไปเลี้ยงระยะเวลาหนึ่งซึ่งในช่วงเวลาดังกล่าว ระบบไหลเวียนเลือดจากด้านนอก (Periosteal

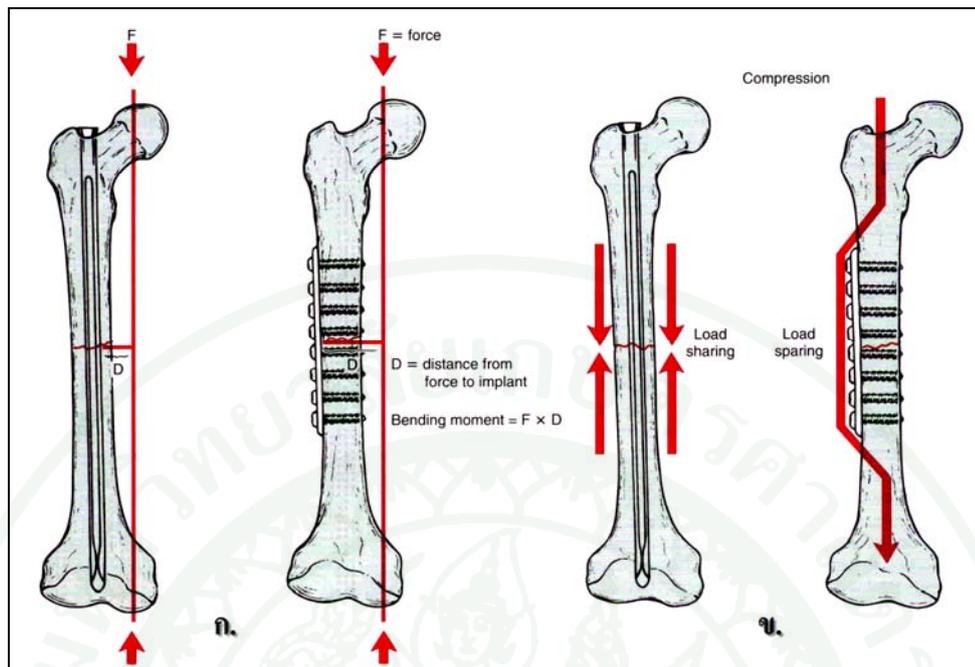
circulation) จะส่งกระแสเลือดเข้าไปช่วยเหลือ ลักษณะดังกล่าวช่วยส่งเสริมให้มีการสร้างกระดูกใหม่ (Callus) อีกส่วนหนึ่งด้วยซึ่งเป็นผลดีต่อความมั่นคงที่บริเวณรอยหัก



ภาพที่ 22 ระบบหลอดเลือดที่มาเลี้ยงกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลาง (Diaphysis)

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบกับกระดูกที่ยึดตรึงภายในโดยใช้แผ่นตามกระดูกกับแกนตามกระดูกพบว่า แกนตามกระดูกมีลักษณะเป็นเครื่องมือยึดตรึงกระดูกที่ช่วยรับแรงภาระ (Load sharing) ดังนั้นภายหลังจากการสอดแกนตามในกรณีที่รอยหักมีลักษณะมั่นคง ผู้ป่วยสามารถลงน้ำหนักขาข้างที่ยึดตรึงกระดูกได้บางส่วนแต่เน้นๆ โดยแรงภาระส่วนใหญ่จะถ่ายทอดผ่านกระดูกเป็นสำคัญ จึงทำให้พบปัญหาการวิบัติของแกนตามน้อยกว่าการใช้แผ่นตามกระดูกซึ่งมีคุณลักษณะในการยึดตรึงกระดูกในลักษณะตรงข้าม คือแผ่นตามกระดูกจะรับแรงภาระเป็นส่วนใหญ่ดังภาพที่



ภาพที่ 23 ลักษณะการยึดตรึงกระดูกต้นขาของแผ่นคานกระดูก และแกนคานกระดูก:

ก. การเปรียบเทียบ โมเมนต์คด (Bending moment)

ข. การเปรียบเทียบการช่วยรับแรงภาระ (Load sharing)

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

นอกจากนี้ในการยึดตรึงกระดูกต้นขาด้วยแผ่นคานกระดูกจะมีโมเมนต์คดสูงกว่าการยึดตรึงด้วยแกนคานกระดูก เนื่องจากมีระยะทางของจุดหมุนตรงบริเวณรอยหักมากกว่า ซึ่งค่าโมเมนต์คดที่สูงนี้จะส่งผลต่ออายุการใช้งานของวัสดุคานกระดูกทำให้ระยะเวลาใช้งานสั้นลงเมื่อต้องรับภาระที่เกิดขึ้นบ่อยๆในชีวิตประจำวัน อีกทั้งการคดของกระดูกที่เกิดขึ้นจากการยึดตรึงด้วยแกนคานกระดูกจะเป็นการสร้างกระดูกใหม่ (Healing by callus formation) และตรงบริเวณรอยหักไม่มีจุดอ่อนจากรูสกรุดังนั้นเมื่อกระดูกหักติดดีแล้ว การถอดแกนคานออกสามารถทำได้โดยง่ายและมีโอกาสเกิดปัญหาการหักภายหลังการถอดเครื่องยึดตรึงกระดูกออกน้อยกว่าที่พบเกิดขึ้นหลังการถอดแผ่นเหล็กคานกระดูก

5. ชีวกลศาสตร์ของการยึดตรึงรอยหักด้วยแกนตามกระดูก

เป้าหมายของการยึดตรึงกระดูกไม่ว่าจะใช้เครื่องยึดตรึงกระดูกชนิดใดล้วนต้องการทำให้เกิดความมั่นคงขึ้นกับชิ้นกระดูกที่หัก ช่วยส่งทอดแรงภาระผ่านบริเวณรอยหักและช่วยรักษาแนวการวางตัวหรือรูปร่างทางกายวิภาคให้ใกล้เคียงสภาพเดิม นอกจากนี้ยังเอื้ออำนวยให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวอวัยวะส่วนที่บาดเจ็บได้โดยเร็วภายหลังการบาดเจ็บเพื่อให้สามารถกลับไปดำเนินชีวิตได้ตามปกติในเวลาไม่นานนัก

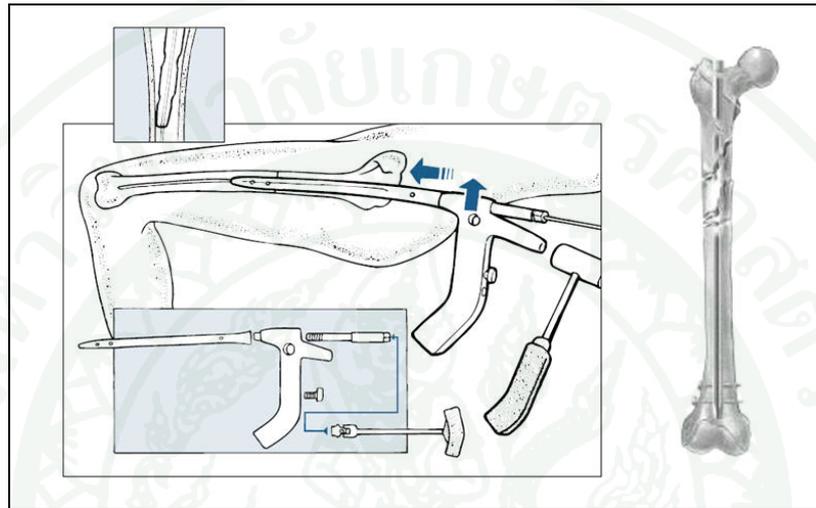
ประโยชน์ของการยึดตรึงกระดูกหักโดยแกนตามในโพรงกระดูกได้แก่ แกนตามช่วยจัดให้แนวแกนกระดูกอยู่ในลักษณะเดิมได้โดยง่าย ช่วยรับแรงภาระ การสอดแกนตามโดยวิธีไม่เปิดรอยหักช่วยลดปัญหาการบาดเจ็บต่อเนื้อเยื่ออ่อนรอบบริเวณรอยหัก และการซ่อมแซมรอยหักเกิดได้รวดเร็วโดยไม่ถูกชะลอกจากการรบกวนของเนื้อเยื่ออ่อนรอบรอยหัก การยึดตรึงแกนตามรูปแบบที่มีสลัก (Locking mechanism) ช่วยเสริมความมั่นคงของการยึดตรึง โดยเฉพาะในการป้องกันการบิดหมุนผิดรูปและการทรุดตัวของกระดูกที่บริเวณรอยหักได้ผลดียิ่งขึ้น

ข้อจำกัดของแกนตามในโพรงกระดูกได้แก่ ขนาดของแกนตามจำกัดด้วยขนาดโพรงกระดูกที่เกี่ยวข้อง ทำให้ความแข็งแรงของแกนตามมีขอบเขตจำกัด แกนตามที่เป็นแบบไม่มีสลัก (Unlocked nail) มีข้อด้อยในการควบคุมการบิดหมุนของชิ้นกระดูกเมื่อเปรียบเทียบกับยึดตรึงกระดูกโดยแผ่นตามกระดูก หรือ โครงยึดตรึงกระดูกนอกร่างกาย (External fixation) นอกจากนี้การคว้านโพรงกระดูกมีผลทำลายระบบไหลเวียนเลือดภายในโพรงกระดูก แม้จะไม่ส่งผลชัดเจนในทางคลินิก การสอดแกนตามเข้าในโพรงกระดูกโดยไม่เปิดรอยหักจำเป็นต้องใช้ทักษะของศัลยแพทย์ รวมทั้งต้องใช้เครื่องมือพิเศษซึ่งทำให้ยุ่งยากและมีขั้นตอนมากขึ้น (บรรจง, 2542)

5.1 รูปแบบและชนิดของแกนตาม

การแบ่งกลุ่มหรือจัดชนิดของแกนตามมีข้อพิจารณาแตกต่างกันได้หลายรูปแบบ เช่น การจัดแบ่งตามคุณสมบัติความแข็งแรงของแกนตาม การจัดแบ่งตามความจำเป็นของการคว้านโพรงกระดูกก่อนใส่ การจัดแบ่งตามลักษณะภาคตัดขวาง การจัดแบ่งตามลักษณะการมีหรือไม่มีสลัก และการจัดแบ่งตามวิธีการสอดแกนตาม ในงานวิจัยนี้จะเน้นไปที่การจัดแบ่งแกนตามตามวิธีการสอดแกนตามแบบไม่เปิดรอยหักโดยแบ่งออกเป็น 2 แบบดังนี้

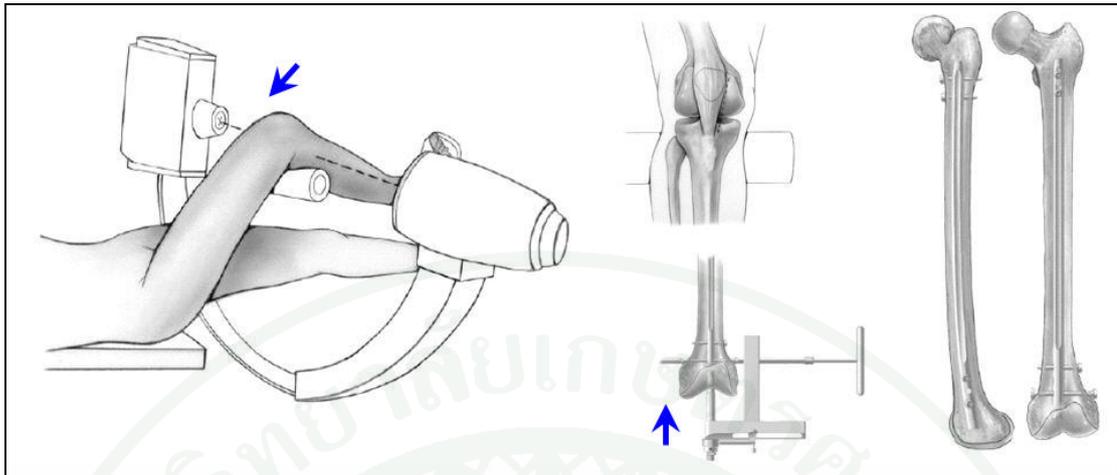
ก. การสอดลงตามทาง (Antegrade nailing) เป็นการสอดจากกระดูกต้นขาส่วนบน บริเวณพิริฟอร์มมิสฟอสซา (Piriformis fossa) เข้าไปในโพรงกระดูกชั้นหักหลักต้นผ่านรอยหักเข้าสู่โพรงกระดูกของชั้นหักหลักปลายดังภาพที่ 24 โดยก่อนสอดแกนตามเข้าไปนั้นศัลยแพทย์จะทำการจัดกระดูกชั้นที่หักให้เข้าที่ในตำแหน่งที่ต้องการก่อน จากนั้นจึงจะเริ่มทำการใส่แกนตามเข้าไป



ภาพที่ 24 วิธีการสอดลงตามทาง (Antegrade nailing) สำหรับการยึดตรึงกระดูกต้นขา

ที่มา: คัดแปลงจาก Stryker (2005)

ข. การสอดย้อนทางขึ้น (Retrograde nailing) เป็นการสอดย้อนทางผ่านกระดูกต้นขาส่วนล่างตรงบริเวณเหนืออินเตอร์คอนดิลาร์นอตช์ (Intercondylar notch) เข้าไปในโพรงกระดูกชั้นหักหลักต้นผ่านรอยหักเข้าสู่โพรงกระดูกของชั้นหักหลักปลายดังภาพที่ 25 เช่นเดียวกับวิธีการสอดลงตามทางคือก่อนสอดแกนตามศัลยแพทย์จะทำการจัดกระดูกชั้นที่หักให้เข้าที่ในตำแหน่งที่ต้องการก่อนเช่นกัน



ภาพที่ 25 วิธีการสอดย้อนทางขึ้น (Retrograde nailing) สำหรับการยึดตรึงกระดูกต้นขา

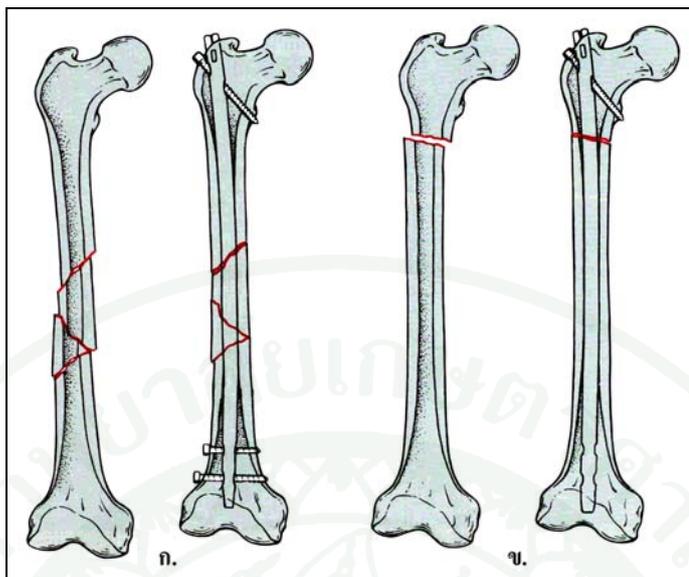
ที่มา: ดัดแปลงจาก Zimmer (2005)

5.2 หลักการและหน้าที่ของแกนดามกระดูก

5.2.1 การยึดตรึงกระดูกด้วยแกนดามเป็นการประคองให้กระดูกที่หักอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องใกล้เคียงกับก่อนการเกิดการแตกหัก และเป็นการตรึงกระดูกที่หักให้อยู่นิ่งเพียงพอที่จะเกิดกระบวนการซ่อมแซมรักษาตามธรรมชาติของร่างกาย ในการยึดตรึงกระดูกด้วยแกนดามสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ลักษณะดังภาพที่ 26 โดยมีรายละเอียดดังนี้

ก. การยึดตรึงแบบสถิต (Static locking) เป็นการใส่สลักยึดชิ้นหักหลักต้นและชิ้นหักหลักปลายทั้งสองด้าน เป็นวิธีการตามที่ทำให้ผลควบคุมรอยหักไม่ให้เกิดการเลื่อนขยับหรือบิดหมุนผิดรูป มีประโยชน์มากในกรณีที่รอยหักมีการแตกเป็นเสี่ยงหลายชิ้น ทำให้กระดูกบริเวณรอยหักไม่สามารถขยับตัวรวมถึงไม่บิดหมุนซึ่งสามารถป้องกันไม่ให้เกิดการผิดรูปไปจากเดิม

ข. การยึดตรึงแบบพลศาสตร์ (Dynamic locking) เป็นการใส่สลักช่วยยึดชิ้นหักหลักต้นใดด้านหนึ่งที่ต้องการความมั่นคงพิเศษเพิ่มเติม เช่น การใส่สกรูล็อกกับแกนดามกับชิ้นหักหลักต้นสำหรับการตรึงกระดูกหักที่ตำแหน่งตอนบนของกระดูกต้นขา เป็นต้น



ภาพที่ 26 ลักษณะการใส่แกนตามชนิดมีสตั๊ก (Locked nailing):

ก. การยึดตรึงแบบสลิด

ข. การยึดตรึงแบบพลศาสตร์

ที่มา: Browner *et al.* (1998)

5.2.2 แกนตามกระดูกมีลักษณะเป็นเครื่องมือยึดตรึงกระดูกที่ช่วยรับแรงภาระ (Load sharing) ดังนั้นในกรณีที่รอยหักมีลักษณะมั่นคง (Stable fracture) และได้รับการยึดตรึงให้อยู่นิ่งเพียงพอ ภายหลังการสอดแกนตามสามารถให้ผู้ป่วยลงน้ำหนักขาข้างที่ยึดตรึงกระดูกได้บางส่วน แต่เนิ่นๆ โดยแรงภาระส่วนใหญ่จะถ่ายทอดผ่านกระดูกทำให้การสร้างกระดูกเพื่อซ่อมแซมรอยหักเกิดขึ้นด้วยวิธีการทางธรรมชาติ

ในกรณีที่รอยหักมีลักษณะไม่มั่นคง (Unstable fracture) จะใช้แกนตามกระดูกประเภทยึดตรึงแบบสลิดหรือที่เรียกว่า “แกนตามกระดูกชนิดมีสตั๊กล็อก (Interlocking nail)” เพื่อทำหน้าที่ประคองให้กระดูกที่หักอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง และช่วยตรึงให้ชิ้นกระดูกส่วนที่หักอยู่นิ่งพอที่จะเกิดการซ่อมแซมรอยหักในระยะเริ่มต้น โดยช่วงนี้แกนตามจะทำหน้าที่รับแรงที่เกิดขึ้นทั้งหมดแทนกระดูก ในขณะที่การซ่อมแซมผ่านไปจนเกิดเป็นแคลลัสขึ้นระดับหนึ่งแล้ว แคลลัสจะทำหน้าที่ปกป้องไม่ให้มีแรงทอดผ่านรอยหักเป็นระยะๆตามสมควร ดังนั้นในช่วงนี้ แกนตามจะทำ

หน้าที่ช่วยรับแรงภาระร่วมกันกับกระดูก ดังนั้นจึงสามารถให้ผู้ป่วยลงน้ำหนักขาข้างที่ยึดตรึงกระดูกได้ ทั้งนี้จะต้องดูผลของการซ่อมแซมของกระดูกจากภาพถ่ายทางรังสีควบคู่กันไปด้วย

5.2.3 ทำหน้าที่ค้ำยัน (Buttress) สำหรับแกนค้ำที่ใช้ในปัจจุบันเป็นชนิดที่มีสลัก (Interlocking nail) เป็นส่วนใหญ่ (บรรจง, 2542) การใช้สกรูล็อกกระดูกผ่านแกนค้ำช่วยลดปัญหาการเคลื่อนของชิ้นกระดูกตามแนวแกน และยังป้องกันการบิดหมุนของชิ้นกระดูกด้วยอีกส่วนหนึ่ง ดังนั้นแรงบิดหมุนที่เกิดขึ้นที่กระดูก จะถูกส่งผ่านแกนค้ำที่ตำแหน่งสกรูยึดที่ชิ้นกระดูกส่วนหักหลักต้นและส่วนหักหลักปลายทันที ระยะทางที่ไม่มีกระดูกสัมผัสผิวนอกของแกนค้ำต่อแรงบิดหมุนจึงเท่ากับระยะระหว่างตำแหน่งของสกรูที่ส่วนบน และส่วนล่างของแกนค้ำกระดูกโดยปริยาย และความมั่นคงต่อแรงบิดหมุนจะแปรผันกลับกับระยะทางดังกล่าวด้วย

5.3 การรักษาด้วยแกนค้ำกระดูกและปัญหาที่พบ

การผ่าตัดยึดตรึงกระดูกหักโดยการสอดแกนค้ำยึดตรึงภายใน โพรงกระดูก เป็นวิธีการที่ได้รับความนิยมสูงขึ้นเรื่อยๆในปัจจุบัน เพราะนอกจากจะสามารถยึดตรึงกระดูกหักและช่วยจัดแนวของชิ้นหักหลักๆให้อยู่ในแนวเดียวกันแล้ว ตัวแกนค้ำยังทำหน้าที่ช่วยรับแรงภาระที่กระทำกับรอยหัก ไม่ว่าจะเป็นแรงกดที่ทำให้ยุบตัว แรงโก่งงอ และแรงบิดหมุน เพื่อให้คงสภาพของชิ้นกระดูกที่หักไว้ให้ใกล้เคียงกับกายวิภาคเดิม รวมถึงช่วยให้เกิดการซ่อมแซมรอยหักเกิดขึ้นได้เองตามธรรมชาติ

Braten *et al.* (1995) ได้ทำการศึกษาปัญหาต่างๆที่เกิดขึ้นจากการใช้แกนค้ำยึดตรึงกระดูกแบบต้องคว้าน โพรงกระดูกในการรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง โดยทำการเก็บข้อมูลทั้งหมดเป็นระยะเวลา 10 ปี จากผู้ป่วยที่พิจารณาจำนวน 116 รายที่มีการหักของกระดูกต้นขาทั้งหมด 120 ข้าง พบว่าประมาณ 99 % กระดูกติดกันดีเกือบทั้งหมดโดยไม่ต้องมีปฏิบัติการอื่นเพิ่มเติม ยกเว้นมีหนึ่งข้างที่ต้องมีการผ่าตัดปลุกกระดูกอีกครั้งหลังการผ่าตัด 8 เดือน เนื่องจากการหักแบบแตกเป็นชิ้นเล็กชิ้นน้อย มีผู้ป่วยจำนวน 23 รายที่เกิดการบิดหมุนที่ผิดปกติจากเดิมอย่างน้อย 15 องศา และมีจำนวน 11 รายที่มีกระดูกต้นขาล้นลงอย่างน้อย 10 มม. นอกจากนั้นผู้ป่วยที่ไม่ได้ผ่าตัดเอาแกนค้ำออกหลังจากกระดูกติดดีแล้วจากจำนวน 74 ข้าง พบว่ามีอาการเจ็บที่สะโพก 26% อาการเจ็บที่หัวเข่า 20% และอาการเจ็บที่ต้นขา 3% แต่จะมีเปอร์เซ็นต์ของอาการเจ็บลดลงหลังจากมีการผ่าตัดเอาแกนค้ำกระดูกออก

ในการรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางโดยการสอดแกนตาม ยึดตรึงภายใน โพรงกระดูกแบบการสอดลงตามทาง และการสอดย้อนทางขึ้นนั้น ได้มีการศึกษา เปรียบเทียบกันระหว่างทั้ง 2 วิธีโดย Ostrum *et al.* (2000) เพื่อดูผลลัพธ์ที่ต่างๆที่เกิดขึ้น จากกร เก็บข้อมูลในระยะเวลาหนึ่งปี จำนวนผู้ป่วย 92 รายซึ่งมีการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณ ท่อนกลางจำนวน 100 ข้าง โดยทำการรักษาแบบการสอดลงตามทางจำนวน 46 ข้าง และแบบการ สอดย้อนทางขึ้นจำนวน 54 ข้าง พบว่าทั้ง 2 วิธีมีผลลัพธ์ของการติดกันของกระดูกอยู่ในเกณฑ์ที่ดี มาก (การรักษาแบบการสอดลงตามทาง ผลลัพธ์ของการติดกันของกระดูก 100% ส่วนแบบการ สอดย้อนทาง 98%) แต่ระยะเวลาในการติดกันของกระดูกของวิธีแบบการสอดลงตามทางจะเร็วกว่า แบบการสอดย้อนทาง (การรักษาแบบการสอดลงตามทางใช้เวลาโดยเฉลี่ย 14.4 สัปดาห์ ส่วนแบบ การสอดย้อนทาง 18.1 สัปดาห์) ในขณะที่วิธีแบบการสอดลงตามทางจะมีผลข้างเคียงของการเจ็บ หัวเข่า สะโพก และต้นขา คิดเป็น 8.7% 8.7% และ 13% ตามลำดับ ส่วนวิธีแบบการสอดย้อนทางมี เฉพาะการเจ็บหัวเข่าและต้นขา คิดเป็น 11% และ 3.7% ตามลำดับ สรุปโดยรวมคือ ทั้ง 2 วิธีมีผล ของการรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางใกล้เคียงกัน แต่จากรายงานการ วิจัยของ Papadokostakis *et al.* (2005) ซึ่งได้ทำการตรวจสอบและพิจารณาเอกสารงานวิจัยจำนวน 24 ฉบับ ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1990-2004 ในเรื่องของบทบาทและประสิทธิภาพของการรักษาการแตกหัก ของกระดูกต้นขาโดยใช้แกนตามยึดตรึงกระดูกด้วยวิธีแบบการสอดย้อนทาง จากจำนวนผู้ป่วย 914 ราย ที่มีแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางและล่างจำนวน 963 ข้าง กลับพบว่าวิธีแบบ การสอดย้อนทางมีผลลัพธ์เฉลี่ยของการติดกันของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง 94.2 % แต่มี อาการบาดเจ็บข้างเคียงที่หัวเข่า การติดกันของกระดูกที่ผิดปกติ และต้องมีการทำการผ่าตัดใหม่คิด เป็น 24.5% 7.4% และ 17.7% ตามลำดับ โดยค่าเฉลี่ยของระยะเวลาในการติดกันของกระดูกใช้ ระยะเวลา 3.2 เดือน ในขณะที่การรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณล่างนั้นมีผลลัพธ์ เฉลี่ยของการติดกันของกระดูก 96.9% แต่มีอาการบาดเจ็บข้างเคียงที่หัวเข่า การติดกันของกระดูกที่ ผิดรูป และต้องมีการทำการผ่าตัดใหม่คิดเป็น 16.5% 5.2% และ 17% ตามลำดับ โดยค่าเฉลี่ยของ ระยะเวลาในการติดกันของกระดูกใช้ระยะเวลา 3.4 เดือน จากรายงานวิจัยนี้ได้สรุปว่าการรักษาด้วย วิธีแบบการสอดย้อนทางเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่ใช้ในการรักษาได้ดี โดยจะมีความเหมาะสมกับการ แรกหักของกระดูกต้นขาบริเวณส่วนล่างเป็นหลัก แต่ในการรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขา บริเวณท่อนกลางจะมีผลลัพธ์ของการเกิดอาการบาดเจ็บที่หัวเข่าก่อนข้างสูงกว่า และมีผลของการ ติดกันที่ดีของกระดูกก่อนข้างต่ำกว่าการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณส่วนล่าง

จากผลของรายงานการวิจัยต่างๆข้างต้นพบว่า ในการรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณท่อนกลางโดยเปรียบเทียบกันระหว่างการสอดแกนคามยึดตรึงภายในโพรงกระดูกแบบการสอดลงตามทางและการสอดย้อนทางขึ้นนั้น ในทางปฏิบัติให้ผลลัพธ์ในการรักษาใกล้เคียงกันแต่จะแตกต่างกันในส่วนระยะเวลาของการติดกันของกระดูก ผลข้างเคียงจากการบาดเจ็บของบริเวณต้นขาและหัวเข่า ทั้งนี้ในกระบวนการขั้นตอนการซ่อมแซมและสร้างกระดูกนั้น นอกจากวิธีการที่ใช้ในการรักษาจะมีผลกระทบโดยตรงแล้ว ยังมีปัจจัยอื่นๆอีกที่เกี่ยวข้องด้วยเช่น สถานะสภาพทางชีววิทยา (Biological) แล สถานะสภาพทางเคมี (Chemical) เป็นต้น

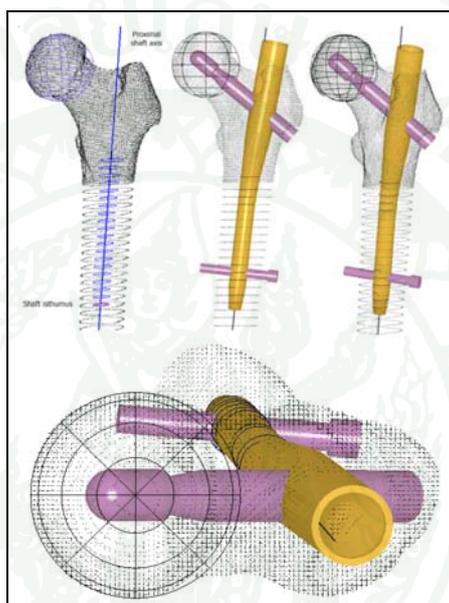
6. การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ทางชีวกลศาสตร์

6.1 การประยุกต์ใช้วิศวกรรมย้อนรอยในการสร้างต้นแบบ

วิศวกรรมย้อนรอย (Reverse engineering: RE) เป็นกระบวนการย้อนกลับทางวิศวกรรมในการสร้างชิ้นงานให้มีรูปร่างและคุณสมบัติเหมือนกับวัตถุต้นแบบที่มีอยู่เดิม โดยอาศัยข้อมูลอื่นๆร่วมด้วย เช่น การตรวจสอบข้อมูลทางเทคนิค และข้อมูลอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับชิ้นส่วนของต้นแบบ สำหรับการนำ RE ไปประยุกต์ใช้สามารถทำได้หลากหลายลักษณะไม่ว่าจะเป็นงานทางด้านอุตสาหกรรม เช่น ในอุตสาหกรรมยานยนต์ใช้ RE ในการออกแบบรถยนต์ต้นแบบ (Conceptual car) เป็นต้น ส่วนในงานทางด้านการแพทย์นั้นปัจจุบัน ได้มีการนำมาประยุกต์ใช้กันอย่างแพร่หลายในการวินิจฉัยสาเหตุของอาการบาดเจ็บ เช่น การใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในงานออร์โธปิดิกส์ เป็นต้น นอกจากนี้ยังสามารถนำข้อมูลที่ได้มาตรวจสอบวิเคราะห์ขนาดและรูปร่างของชิ้นกระดูกเพื่อนำข้อมูลมาใช้ในการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์หรือเครื่องมือให้เหมาะสมกับการใช้งานอย่างมีประสิทธิภาพ

Mahaisavariya *et al.* (2002, 2004) ได้ทำการศึกษาขนาดและรูปร่างของกระดูกต้นขาส่วนต้นโดยใช้กระดูกต้นขาศพของคนไทยจำนวน 108 ชิ้น ด้วยการใช้เทคนิค RE ร่วมกับคอมพิวเตอร์ในการช่วยการออกแบบ (Computer aided design: CAD) ในการวัดขนาดเพื่อทำการวิเคราะห์ข้อมูลของกระดูกต้นขาส่วนต้นของคนไทย เพื่อเป็นประโยชน์ในการใช้ออกแบบวัสดุเทียมที่ใส่ทดแทนบางส่วนของกระดูกต้นขา (Femoral prostheses) และแกนคามกระดูกสำหรับต้นขาส่วนต้น (Trochanteric gamma nail: TGN) นอกจากนี้ยังสามารถนำข้อมูลมาประยุกต์ใช้ในการหาวิธีจำลองการสอดแกนคามเข้าในโพรงกระดูกต้นขาส่วนต้นดังภาพที่ 27 ซึ่งในปัจจุบันเป็นการ

นำเข้ามาจากต่างประเทศโดยจากการศึกษาพบว่า แกนคานกระดูกชนิด TGN มีลักษณะใหญ่กว่า โพรงกระดูกต้นขาส่วนต้นของคนไทยและมีรูปร่างไม่สอดคล้องกันทางกายวิภาค ดังนั้นจึงจำเป็นต้องคว้านโพรงกระดูกอย่างเหมาะสมเพื่อให้สามารถใส่แกนคานกระดูกชนิด TGN ได้โดยไม่เกิดปัญหา ดังนั้นการพิจารณาคัดแปลงรูปทรงของแกนคานให้มีขนาดเล็กและสั้นลงอาจช่วยให้ความเหมาะสมยิ่งขึ้นสำหรับคนไทย



ภาพที่ 27 การใช้เทคนิค RE ร่วมกับ CAD เพื่อช่วยจำลองการใส่ TGN

ที่มา: Mahaisavariya *et al.* (2004)

6.2 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์สำหรับงานการแพทย์

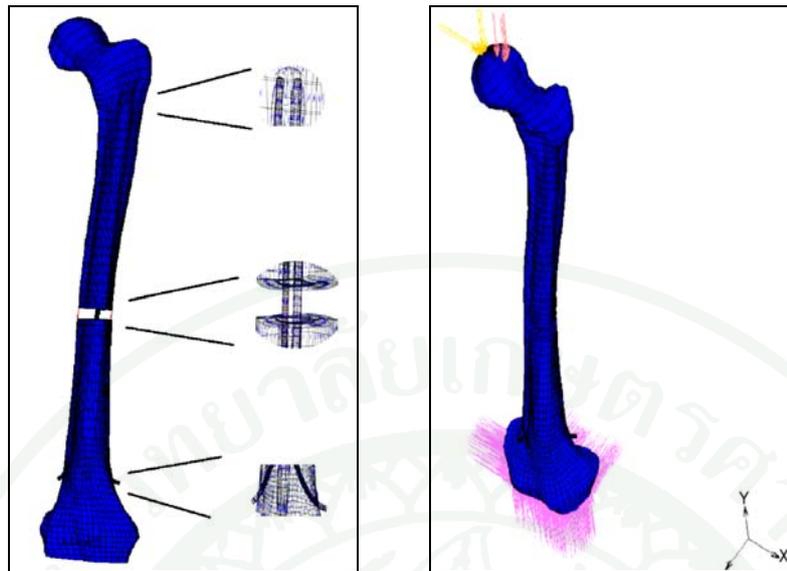
ในการศึกษาและพัฒนาอุปกรณ์และเครื่องมือต่างๆทางด้านการแพทย์นั้นปัจจุบันได้มีการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีทางด้านวิศวกรรมหลายๆด้าน เพื่อนำมาใช้ในการศึกษาและวิเคราะห์พฤติกรรมทางด้านชีวกลศาสตร์กันอย่างแพร่หลายซึ่งวิธีการทางวิศวกรรมที่นำมาประยุกต์ใช้นั้นได้แก่ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method: FEM) วิศวกรรมย้อนรอย และการประยุกต์ใช้คอมพิวเตอร์ในการช่วยการออกแบบ เป็นต้น เพื่อทำให้เกิดความเข้าใจถึงพฤติกรรมต่างๆ ที่เกิดขึ้น ทำให้ในการออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์หรือเครื่องมือที่ใช้ในการรักษา ป้องกันหรือบรรเทาการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นนั้นทำได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น โดยเฉพาะในปัจจุบัน

เทคโนโลยีทางด้านคอมพิวเตอร์ก้าวหน้าไปอย่างมากเป็นผลทำให้ปัญหาทางเชิงเทคนิคที่มีการคำนวณค่อนข้างซับซ้อนในการวิเคราะห์ทางการแพทย์นั้นสามารถที่จะกระทำได้ด้วยความเร็วและผลลัพธ์ที่ได้มีความถูกต้องแม่นยำค่อนข้างสูง ในการศึกษาลักษณะการทำงานของกระดูกต้นขา ในสภาวะการทำงานต่างๆที่แตกต่างกันรวมถึงวิธีการใช้วัสดุฝังในหลายๆรูปแบบเพื่อใช้ในการรักษากระดูกต้นขาที่แตกหักนั้น ได้มีงานวิจัยหลายงานวิจัยที่ได้นำเอาเทคนิคทางด้านวิศวกรรมนี้มาประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือเพื่อทำการวิเคราะห์ซึ่งทำให้สามารถทำความเข้าใจระบบกลไกการทำงานต่างๆที่ซับซ้อนของร่างกายได้มากยิ่งขึ้น อีกทั้งยังสามารถทำนายถึงพฤติกรรมบางอย่างที่เกิดขึ้นทางชีวกลศาสตร์ทำให้เราสามารถหาวิธีการป้องกันและหลีกเลี่ยงการเกิดกระบวนการต่างๆที่จะก่อให้เกิดผลกระทบที่ไม่ดีกับระบบ หรือในทางตรงกันข้ามสามารถหาวิธีการสนับสนุนต่างๆเพื่อทำให้เกิดกระบวนการที่ส่งผลกระทบที่ดีกับระบบโดยรวมได้อย่างมีประสิทธิภาพ

Mahaisavariya *et al.* (2006) ได้ศึกษาวิธีการรักษากระดูกต้นขาส่วนต้นที่แตกหักด้วยแกนดามยึดตรึงกระดูกต้นขาส่วนต้น (Trochanteric gamma nail: TGN) โดยได้ทำการศึกษาผลลัพธ์ที่ได้จากการเปรียบเทียบกันระหว่างการผ่าตัดเอาแกนดามกระดูกต้นขาส่วนต้นออกหลังจากกระดูกติดกันดีแล้วกับการที่ยังคงแกนดามไว้ในกระดูกต้นขาในภาวะแรงกระทำขณะกำลังเดินและก้าวขึ้นบันไดด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าการกระจายตัวของความเค้น (Stress distribution) ระหว่างทั้ง 2 แบบ มีค่าใกล้เคียงกัน ส่วนค่าความเครียด (Strain) และค่าความหนาแน่นของพลังงานความเครียด (Strain energy density: SED) ที่บริเวณกระดูกเนื้อแน่นตรงส่วนคอของกระดูกต้นขาที่ผ่าตัดนำเอาแกนดามกระดูกออกมีค่ามากกว่าเมื่อทำการเปรียบเทียบกับกระดูกต้นขาที่ยังคงมีแกนดามฝังอยู่ในกระดูก จากการศึกษานี้ทำให้ทราบว่าตรงบริเวณส่วนคอของกระดูกต้นขาเป็นตำแหน่งที่มีการเคลื่อนที่ค่อนข้างมากเมื่อมีการแรงกระทำ ดังนั้นเมื่อมีการนำเอาแกนดามกระดูกต้นขาส่วนต้นออกหลังจากกระดูกติดกันดีแล้ว ผู้ป่วยควรหลีกเลี่ยงการลงน้ำหนักแบบเต็มตัวในช่วงแรกหลังการผ่าตัดเอาแกนดามออกเพื่อป้องกันความเสี่ยงของการแตกหักตรงบริเวณส่วนคอของกระดูกต้นขา ส่วนงานวิจัยของ Cheung *et al.* (2004) ได้ทำการศึกษาถึงภาวะแรงกระทำที่เกิดขึ้นภายในกระดูกต้นขาและวัสดุฝังในด้วยวิธีการรักษาโดยใช้แกนดามยึดตรึงกระดูกต้นขาแบบการสอดย้อนทางขึ้น (Femoral retrograde intramedullary nail) ในช่วงจังหวะขณะที่ก้าวเดินด้วยวิธีการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยทำการพิจารณาถึงลักษณะการช่วยรับแรงภาระของแกนดามและตำแหน่งที่เกิดความเค้นหนาแน่น (Stress concentration) บริเวณกระดูกต้นขาและบริเวณแกนดามยึดตรึงกระดูก ซึ่งจากผลการทดลองพบว่าแกนดามยึดตรึงกระดูกเป็นวัสดุฝังในที่ช่วยในการรับแรงภาระแค่เพียงบางส่วนไม่ได้รับแรงภาระทั้งหมด ทำให้สามารถยังคงแกนดามในกระดูกต้นขาไว้

ได้หลังจากกระดูกที่แตกหักติดกันดีแล้วโดยไม่ส่งผลกระทบต่อหลักให้เกิดภาวะกระดูกโป่งบาง (Osteopenia) เนื่องจากภาวะที่วัสดุฝังในป้องกันไม่ให้เกิดความเค้น (Stress shielding) ถ่ายโอนมาที่กระดูก ในส่วนของความเค้นหนาแน่นที่เกิดขึ้นที่แกนคามยึดตรึงกระดูกนั้นพบว่าเกิดหนาแน่นที่บริเวณกระดูก และบริเวณตัวกระดูก ดังนั้นผู้ป่วยที่อยู่ในกลุ่มที่มีความเสี่ยงสูงเช่น กลุ่มนักกีฬาและกลุ่มวัยรุ่นที่มีกิจกรรมต่างๆที่ต้องมีภาระแรงกระทำมากนั้น ควรจะต้องมีการผ่าตัดนำแกนคามยึดตรึงกระดูกออกจากร่างกายภายหลังที่กระดูกติดกันดีแล้ว

ในส่วนของการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง Perez *et al.* (2007) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบผลของการใช้วัสดุที่แตกต่างกันในการผลิตแกนคามเพื่อใช้ในการรักษาการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง โดยทำการพิจารณาเปรียบเทียบความมั่นคงของรอยหักจากการใส่แกนคามกระดูกแบบให้ตัวได้ (Flexible nail) ของวัสดุไททานเนียมและเหล็กกล้าไร้สนิมหรือสแตนเลสด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ดังภาพที่ 28 พบว่า แกนคามที่ทำจากวัสดุไททานเนียมมีเสถียรภาพความมั่นคงของรอยหักมากกว่าแกนคามที่ทำจากวัสดุเหล็กกล้าไร้สนิม โดยที่ระยะการเคลื่อนที่โดยเฉลี่ยของกระดูกตรงตำแหน่งรอยหักของวัสดุเหล็กกล้าไร้สนิมมีค่าเท่ากับ 1.03 มม. ในขณะที่วัสดุไททานเนียมมีค่าเท่ากับ 0.69 มม. อีกทั้งแกนคามกระดูกไททานเนียมยังเกิดความเค้นที่ต่ำกว่าเนื่องจากตัวแกนคามสามารถปรับตัวออกไปตามแนวโพรงกระดูกด้านในได้มากกว่า ทำให้เพิ่มพื้นที่สัมผัสระหว่างแกนคามและโพรงกระดูกมากขึ้นดังนั้นความเค้นจึงสามารถกระจายตัวออกไปตามแนวยาวของตัวแกนคามซึ่งทำให้รอยหักมีเสถียรภาพความมั่นคงมากขึ้น

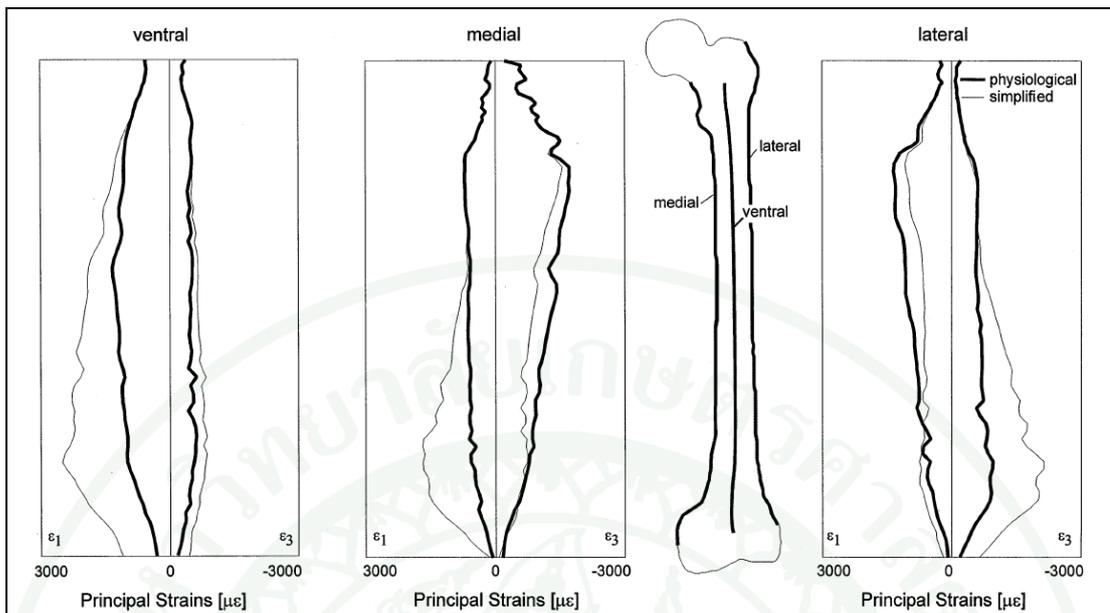


ภาพที่ 28 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของการแตกหักแบบซับซ้อนของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง: ด้านซ้ายเป็นภาพแบบจำลอง และด้านขวาเป็นภาพภาวะของแรงกระทำ

ที่มา: Perez *et al.* (2007)

วิธีการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นยังสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานเพื่อศึกษาและวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ในลักษณะของการทำงานที่มีความซับซ้อนมากๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ เช่น การวิเคราะห์ระบบชีวกลศาสตร์ของการเคลื่อนที่ในระดับเซลล์ ระบบการเคลื่อนที่ของกระดูกเนื่องจากการทำงานของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น เป็นต้น ในงานวิจัยของ Claes and Heigele (1999) ได้ทำการศึกษาและวิเคราะห์ความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้นที่กระดูกเพื่อใช้ในการศึกษาพฤติกรรมของเซลล์กระดูกในกระบวนการซ่อมแซมการแตกหักและสร้างกระดูกใหม่ของกระดูกแคลลัสซึ่งผลจากการศึกษาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับผลการทดลองจากสัตว์นั้นพบว่า การเกิดเซลล์กระดูกอินทราเมมเบรนาวิสต์ (Intramembranous bone) จะเกิดที่ค่าความเครียดน้อยกว่า $\pm 5\%$ และแรงดันภายในของเหลว (Hydrostatic pressures) น้อยกว่า ± 0.15 MPa โดยประมาณ การเกิดเซลล์กระดูกเอนโดคอร์ดัล (Endochondral bone) จะเกิดที่ค่าความเครียดน้อยกว่า $\pm 15\%$ และแรงดันอัดมากกว่า 0.15 MPa โดยประมาณ ในส่วนเนื้อเยื่อแบบอื่นๆ มีทิศทางที่จะเกิดกระบวนการเกิดเซลล์กระดูกอ่อนเส้นใย (Fibrous cartilage) ทำให้สามารถทำนายกลไกในการรักษาตัวเองของเซลล์กระดูกรวมถึงสามารถวิเคราะห์พฤติกรรมในการเกิดติดกันซ้ำหรือการไม่ติดกันของกระดูกได้

Duda *et al.* (1998) ได้ทำการศึกษาแรงกระทำเนื่องจากกล้ามเนื้อมัดต่างๆที่กระทำบนกระดูกต้นขาในช่วงจังหวะขณะที่กำลังก้าวเดิน โดยการใช้วิธีการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาความเค้นและความเครียดที่เกิดขึ้น ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อขั้นตอนการสร้างและซ่อมแซมตัวเองของกระดูกที่เกิดขึ้นตามธรรมชาติ ทำให้สามารถนำข้อมูลที่ได้มาใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานในการออกแบบวัสดุฝังในรวมถึงใช้เป็นข้อมูลในการสร้างแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ในการศึกษากระบวนการสร้างเซลล์กระดูกเป็นต้น จากการศึกษาพบว่าค่าความเครียดสูงสุดเนื่องจากแรงกระทำจากกล้ามเนื้อทั้งหมดในช่วงจังหวะขณะที่กำลังก้าวเดิน 45% ของรอบการเดินมีค่าต่ำกว่า 2,000 $\mu\epsilon$ ส่วนค่าความเครียดเนื่องจากแรงกระทำจากกล้ามเนื้อแบบอย่างง่ายหรือแรงกระทำที่ตัดเอาแรงกระทำจากกล้ามเนื้อบางมัดที่ส่งผลกระทบต่อระบบไม่มากนักออกไปจะมีค่าความเครียดเพิ่มขึ้นมาจนมีค่าความเครียดใกล้ 3,000 $\mu\epsilon$ โดยเฉพาะบริเวณต้นขาช่วงบนพบว่าค่าความเครียดเนื่องจากแรงกระทำจากกล้ามเนื้อแบบอย่างง่ายมีค่ามากกว่า 26% เมื่อเปรียบเทียบกับค่าความเครียดที่เกิดจากแรงกระทำจากกล้ามเนื้อทั้งหมด แต่พบว่าจะมีค่าความเครียดลดลง 5% เมื่อเพิ่มแรงกระทำของกล้ามเนื้อแอดคักเตอร์ (Adductors) เข้าไปในระบบแรงกระทำจากกล้ามเนื้อแบบอย่างง่ายดังภาพที่ 29



ภาพที่ 29 ความเครียดหลักสูงสุด ϵ_1 และต่ำสุด ϵ_3 ตามความยาวของกระดูกต้นขาในช่วงจังหวะ ขณะที่กำลังก้าวเดิน 45% ของรอบการเดิน โดยเส้นหนาแสดงถึงความเครียดหลัก เนื่องจากแรงกระทำทั้งหมด เส้นบางแสดงถึงความเครียดหลักเนื่องจากแรงกระทำแบบอย่างง่าย

ที่มา: Duda *et al.* (1998)

อุปกรณ์และวิธีการ

อุปกรณ์

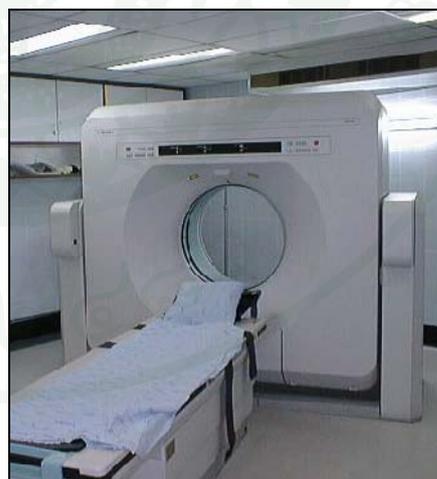
1. เครื่องคอมพิวเตอร์(CPU Xeon 1.86 GHz, Ram 8 Gb, Hard disk 350 Gb)
2. โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการประมวลผลทางด้านภาพทางการแพทย์ Mimic
3. โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับงานวิศวกรรมย้อนรอย Geomagic Studio
4. โปรแกรมสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ Msc.Patran
5. โปรแกรมวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ Msc.Marc
6. เครื่องเก็บพิกัดสามมิติระบบเลเซอร์ (3D Laser scanner) รุ่น Kreon KZ50
ซึ่งใช้งานคู่กับแขนกล (Articulate arm) รุ่น Cimcore 3000i
7. แขนตามแบบสอดลงตามทาง(Antegrade nail) ชนิดGrosse&Kempf (GK)
ของบริษัทสไตรเกอร์ (Stryker Corp.) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. และมีความยาว 360 มม.
8. แขนตามแบบสอดย้อนทางขึ้นชนิด (Retrograde nail) ของบริษัทซิมเมอร์
(Zimmer Inc.) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. และมีความยาว 340 มม.

วิธีการ

1. การสร้างแบบจำลอง 3 มิติ

1.1 แบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขา

แบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์ห้้นั้นเป็นแบบจำลองของกระดูกต้นขาที่มีขนาดและรูปร่างเป็นค่าเฉลี่ยของคนไทย (Mahaisavariya *et al.*, 2002) โดยได้มาจากการนำกระดูกต้นขาศพจำนวน 108 ชิ้นตัวอย่างจากภาควิชากายวิภาคศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ซึ่งเป็นกระดูกของเพศชายจำนวน 26 ราย เพศหญิงจำนวน 22 ราย และไม่ทราบเพศจำนวน 12 ราย โดยทั้งหมดมีอายุอยู่ระหว่าง 22 ถึง 83 ปี ซึ่งค่าเฉลี่ยของอายุมีค่าเท่ากับ 48.5 ปี มาทำการสแกนเก็บข้อมูลด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ Spiral CT Scanner ของบริษัทฟิลิปส์รุ่น Tomoscan AV โดยทำการแบ่งกระดูกต้นขาทั้งหมดออกเป็น 12 ชุด ซึ่งแต่ละชุดจะประกอบไปด้วยกระดูกต้นขาจำนวน 9 ชิ้น หลังจากนั้นทำการจัดวางกระดูกให้อยู่ในตำแหน่ง ลักษณะและท่าทางที่ถูกต้องก่อนเริ่มทำการสแกนเพื่อให้ข้อมูลของการสแกนที่ได้มีความผิดพลาดเนื่องจากการวางตำแหน่งที่แตกต่างกันลดลงดังภาพที่ 30

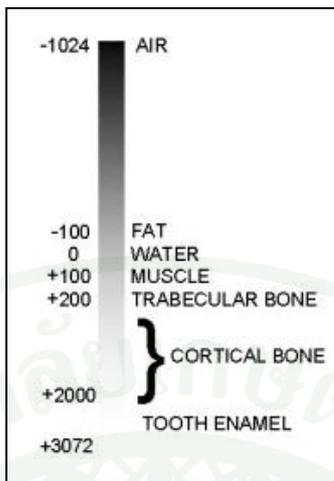


ภาพที่ 30 กล่องใส่กระดูกต้นขาที่ใช้ในการสแกน (ซ้าย) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ Spiral CT Scanner (Tomoscan AV) (ขวา)

ที่มา: Mahaisavariya *et al.* (2002)

ในการสแกนเก็บข้อมูลกระดูกต้นขาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นจะทำการเก็บข้อมูล โดยค่อยๆทำการเก็บข้อมูลที่ละชั้นจนครบสมบูรณ์หมดทุกชั้นตลอดแนวยาวของชิ้นกระดูกต้นขา โดยแบ่งลักษณะการเก็บข้อมูลในแต่ละชั้นออกเป็นส่วนๆ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่ถูกต้องและใช้เวลาในการสแกนอย่างประหยัด โดยที่ตรงบริเวณกระดูกต้นขาส่วนต้นและส่วนปลายจะถูกเก็บข้อมูลให้มีระยะห่างในแต่ละชั้น 3 มม. หลังจากนั้นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์จะสร้างเป็นแบบจำลองเสมือนกระดูกขึ้นมา แล้วทำการแบ่งข้อมูลอย่างละเอียดออกเป็นระยะห่างชั้นละ 1 มม. ส่วนกระดูกต้นขาส่วนกลางจะถูกเก็บข้อมูลให้มีระยะห่างในแต่ละชั้น 10 มม. แล้วทำการแบ่งข้อมูลอย่างละเอียดออกเป็นระยะห่างชั้นละ 5 มม. จากนั้นทำการจัดเก็บบันทึกข้อมูลที่ได้ลงในหน่วยความจำเพื่อที่จะนำมาใช้ในขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาต่อไป

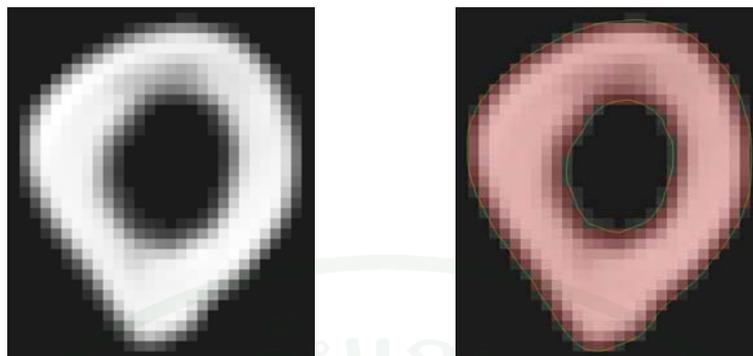
หลังจากได้ข้อมูลการสแกนของกระดูกต้นขาแล้ว ในขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขานั้นจะเริ่มจากการนำเอาข้อมูลการสแกนเข้ามาใน โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการประมวลผลทางด้านภาพซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม Mimic เพื่อใช้ในการประมวลผลภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และทำการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาด้วยวิธีการกำหนดช่วงค่าความเข้มของแสงที่แตกต่างกันในลักษณะเฉดสีเทา (CT gray scale) โดยทำการแบ่งช่วงค่าความเข้มของแสงออกเป็นช่วงย่อยๆเริ่มจากสีขาวสุด สีเทา ไปจนถึงสีดำสนิท ซึ่งความเข้มแสงที่เกิดขึ้นบนภาพถ่ายเอกซเรย์นั้นเกิดจากการดูดซับและปล่อยผ่านรังสีเอกซเรย์ที่แตกต่างกันของวัตถุตัวกลางเมื่อถูกรังสีเอกซเรย์ยิงทะลุผ่าน ในบริเวณที่มีความหนาแน่นน้อยรังสีเอกซเรย์จะทะลุผ่านไปได้มากดังนั้นวัตถุที่มีความหนาแน่นที่แตกต่างกันก็จะให้ภาพถ่ายเอกซเรย์ที่มีความเข้มแสงต่างกัน โดยภาพที่ได้จะไปปรากฏลงบนแผ่นฟิล์มหรือชุดอุปกรณ์รับภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หลังจากนั้นจะเปรียบเทียบค่าความเข้มของแสงที่เกิดขึ้นกับค่าความเข้มของแสงเมื่อยิงรังสีเอกซเรย์ผ่านน้ำและอากาศ ซึ่งช่วงค่าระดับความเข้มของแสงนี้เรียกว่า ฮานส์ฟิลด์ (Hounsfield: HU) โดยที่เมื่อยิงรังสีเอกซเรย์ผ่านน้ำจะมีค่าเท่ากับศูนย์และเมื่อยิงผ่านอากาศจะมีค่าเท่ากับ -1024 ดังแสดงในภาพที่ 31



ภาพที่ 31 ช่วงค่าระดับความเข้มของแสงแบบฮานส์ฟิลด์

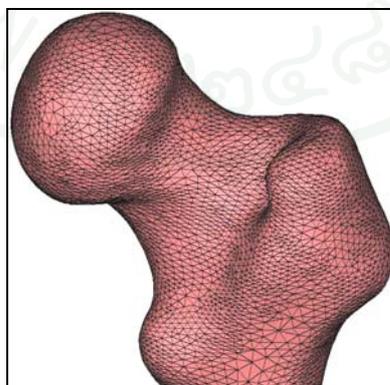
ที่มา: Materialise (2004)

ในการปรับค่าความเข้มของแสงเพื่อที่จะสร้างแบบจำลองของกระดูกต้นขาขึ้น ต้องทำการปรับค่าความเข้มแสงให้มีค่า HU ที่แตกต่างกัน 2 ค่า โดยกำหนดเป็นขอบเขตบนและล่างของค่า HU ขึ้นมา (Thresholding) เพื่อเลือกเฉพาะช่วงค่าความเข้มแสงที่เหมาะสมในการสร้างส่วนที่เป็นพื้นผิวกระดูกเนื้อแน่นของกระดูกต้นขาซึ่งสามารถให้โปรแกรม Mimic แสดงผลเป็นค่าเฉลี่ยเฉพาะในส่วนที่ทำการเลือกเท่านั้นดังแสดงในภาพที่ 32 เพื่อใช้แบ่งแยกขอบเขตของส่วนที่ทำการเลือกกับส่วนที่ไม่ได้เลือก รวมทั้งใช้ในการตรวจสอบในแต่ละลำดับขั้นที่ทำการเลือกกว่าในส่วนที่ทำการเลือกนั้นเป็นบริเวณเฉพาะกระดูกเนื้อแน่นหรือไม่โดยสามารถทำการปรับแก้ค่า HU ที่เหมาะสมใหม่อีกครั้งหนึ่งเพื่อให้เฉลี่ยครอบคลุมเฉพาะบริเวณที่ถูกต้องตามหลักทางกายวิภาคศาสตร์เท่านั้น นอกจากนี้ยังสามารถสร้างเส้นรอบรูปทั้งภายในและภายนอกของกระดูกต้นขาจากเฉลี่ยที่เลือกไว้โดยการประมาณค่า HU ในแต่ละขั้น เพื่อนำเอาข้อมูลที่ได้มาใช้ในการหาระยะห่างต่างๆ ใช้ในขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง และใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลขนาดของกระดูกต้นขาเป็นต้น ดังแสดงในภาพที่ 32-34

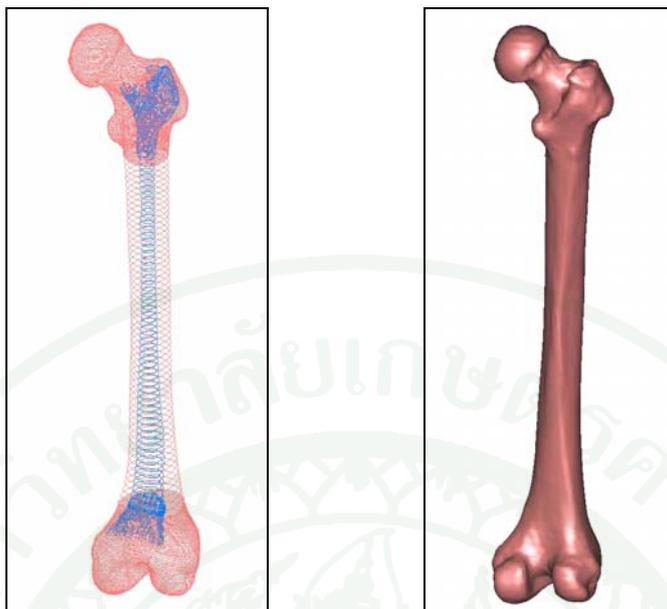


ภาพที่ 32 ภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ภาคตัดขวางของกระดูกต้นขาช่วงกลาง (ซ้าย) และภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่แสดงผลการเลือกค่าความเข้มของแสงตามค่า HU ที่กำหนด (ขวา)

หลังจากได้ค่า HU ที่เหมาะสมแล้วขั้นตอนต่อไปคือการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาโดยกำหนดให้โปรแกรม Mimic ทำการคำนวณพื้นผิวจากข้อมูลในแต่ละระดับชั้นแล้วนำข้อมูลมาประมวลผลประกอบรวมกันกลายเป็นชิ้นงาน 3 มิติขึ้นมาดังภาพที่ 34 แบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาที่ถูกสร้างขึ้นมานี้จะอยู่ในรูปแบบของไฟล์สเตอริโอลิโธกราฟี (Stereolithography: STL) ซึ่งข้อมูลของไฟล์ STL นั้นเป็นการนำเอารูปทรงสามเหลี่ยมหลายๆ ชิ้นมาประกอบต่อรวมกันเป็นรูปทรง 3 มิติขึ้นมาดังภาพที่ 33 ในบางตำแหน่งที่รูปร่างมีความซับซ้อนมากก็นำเอารูปสามเหลี่ยมหลายๆ ชิ้นมาประกอบรวมกันไม่สามารถทำให้สามเหลี่ยมทุกรูปประกบกันได้แนบสนิท ดังนั้นหลังจากได้แบบจำลอง 3 มิติแล้วจะต้องมีการดำเนินการปรับแต่งและแก้ไขให้ได้แบบจำลองที่ถูกต้องก่อนการนำไปใช้ในขั้นตอนต่อไป

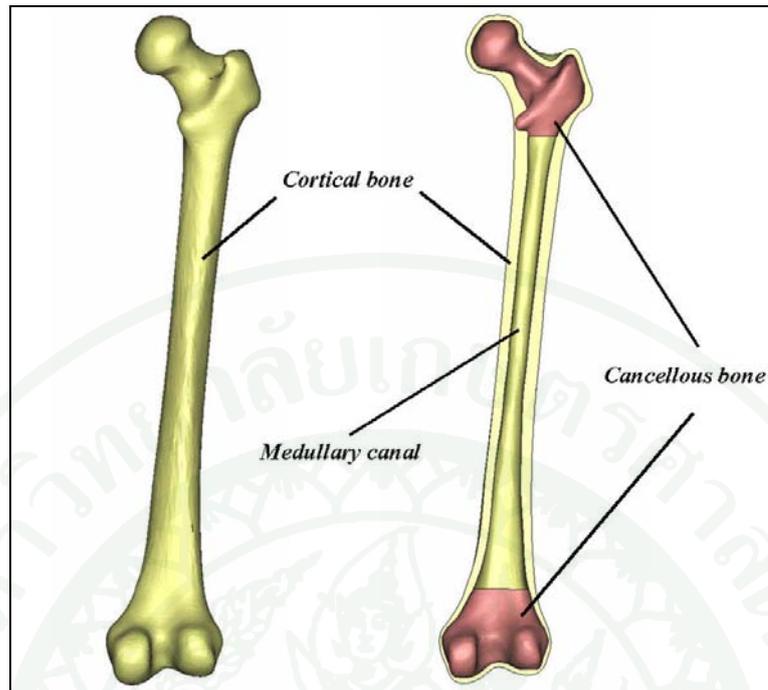


ภาพที่ 33 รูปแบบไฟล์ STL จากการนำเอารูปสามเหลี่ยมหลายๆ ชิ้นมาประกอบเป็นรูปทรง 3 มิติ



ภาพที่ 34 เส้นรอบรูปทั้งภายในและภายนอกของกระดูกต้นขาที่สร้างขึ้นจากการประมาณค่า HU ในแต่ละชั้น (ซ้าย) และแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขา (ขวา)

หลังจากได้แบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาที่สร้างขึ้นมาจากโปรแกรม Mimic แล้วขั้นต่อไปคือการนำเอาแบบจำลองมาทำการปรับแต่งและซ่อมแซมพื้นผิวของแบบจำลองให้มีความถูกต้องมากขึ้นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับงานวิศวกรรมย้อนรอยซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม Geomagic Studio ในการซ่อมแซมและปรับแต่งแก้ไขไฟล์ STL ให้มีความถูกต้องเช่น การเติมพื้นผิวให้กับช่องว่างที่ขาดหายไป การลบเอารูปสามเหลี่ยมที่เกิดการตัดกันเองออก (Intersecting triangles) และการตัดส่วนพื้นผิวที่ไม่มีความเกี่ยวข้องกับแบบจำลองออก (Noise shell) เป็นต้นซึ่งแบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาที่สร้างขึ้นแสดงรายละเอียดดังภาพที่ 35



ภาพที่ 35 แบบจำลอง 3 มิติของกระดูกต้นขาภายหลังการปรับแต่งและซ่อมแซมพื้นผิว (ซ้าย) และภาพตัดขวางตามแนวแกนแสดงรายละเอียดด้านในกระดูกต้นขา (ขวา)

1.2 การสร้างแบบจำลอง 3 มิติของแกนตามยึดตรึงกระดูก

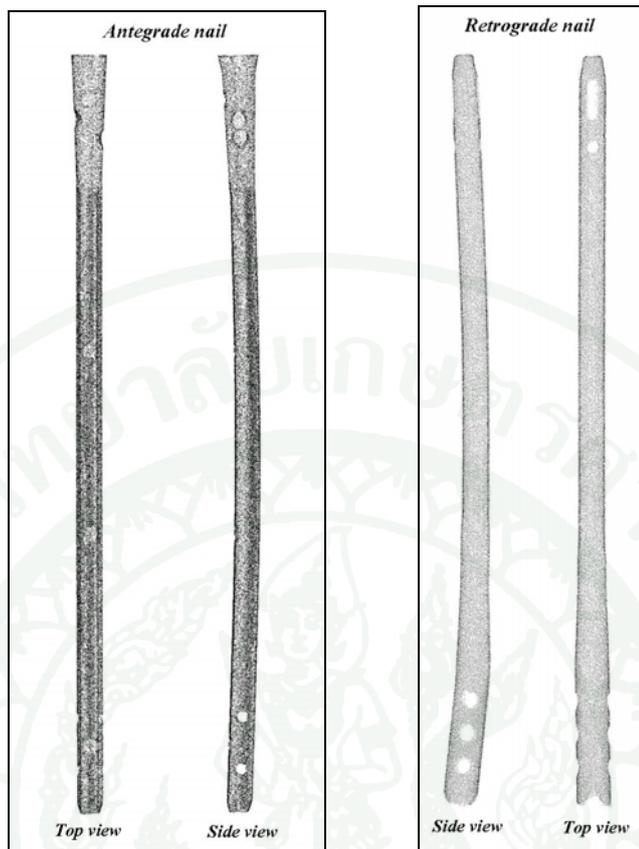
แกนตามยึดตรึงกระดูกที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้จะเป็นแกนตามแบบการสอดลงตามทาง (Antegrade nailing) และการสอดย้อนทางขึ้น (Retrograde nailing) โดยแกนตามทั้งสองชนิดที่นำมาใช้ในการทดลองนั้นเป็นแกนตามที่เป็นที่นิยมและใช้กันอย่างแพร่หลายในงานศัลยกรรมกระดูกที่เกิดการแตกหักบริเวณท่อนกลางของกระดูกต้นขาโดยที่รูปแบบของแกนตามแบบการสอดลงตามทางนั้นใช้ของบริษัทสไตเกอร์ชนิด Grosse&Kempf ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. และมีความยาว 360 มม. ส่วนแกนตามแบบสอดย้อนทางใช้ของบริษัทซิมเมอร์ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. และมีความยาว 340 มม. จากนั้นทำการสแกนเก็บข้อมูลพื้นผิวของชิ้นงานด้วยเครื่องสแกน 3 มิติรุ่น Kreon KZ50 ซึ่งใช้งานคู่กับแขนกล Cimcore 3000i โดยวิธีการใช้ลำแสงเลเซอร์ส่องกวาดลำแสงลงไปบนชิ้นงานแล้วทำการรับข้อมูลที่สะท้อนกลับจากชิ้นงานมาที่เซนเซอร์ภาครับสัญญาณของตัวสแกนเนอร์ดังแสดงในภาพที่ 36 ซึ่งข้อมูลที่ได้นั้นจะมีความถูกต้องแม่นยำอยู่ในช่วงค่าพิคต ± 0.05 มม. จากนั้นข้อมูลที่ได้จะถูกเปลี่ยนไปเป็นกลุ่มพิคตจุด (Point

cloud) ของพื้นผิวชิ้นงานในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในงานวิศวกรรมย้อนรอยดังแสดงในภาพที่ 37



ภาพที่ 36 การสแกนแกนคานยึดตริงกระดูกโดยใช้ลำแสงเลเซอร์

เมื่อทำการเก็บพิกัดเรียบร้อยแล้วจึงนำกลุ่มพิกัดจุดจากข้อมูลที่ได้เข้าสู่โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในงานวิศวกรรมย้อนรอย Geomagic Sutdio หลังจากนั้นกลุ่มพิกัดจุดดังกล่าวจะถูกกำจัดส่วนที่ไม่มีความจำเป็นสำหรับการสร้างแบบจำลอง 3 มิติออกไป เพื่อให้ได้มาซึ่งองค์ประกอบของกลุ่มพิกัดจุดเฉพาะในส่วนงานจริงเท่านั้น (Final clean cloud) แล้วเริ่มทำการสร้างพื้นผิวของชิ้นงานโดยแบบจำลอง 3 มิติของแกนคานกระดูกต้นขาที่ถูกสร้างขึ้นมาจะอยู่ในรูปแบบของไฟล์ STL เช่นกัน จากนั้นทำการปรับแต่งและซ่อมแซมพื้นผิวของแบบจำลองให้มีความถูกต้องมากขึ้น โดยใช้วิธีการเดียวกับการสร้างแบบจำลองกระดูกต้นขา



ภาพที่ 37 กลุ่มพิกัดจุดของพื้นผิวแกนคานยึดตรึงกระดูกจากการสแกนโดยใช้ลำแสงเลเซอร์

แบบจำลอง 3 มิติของแกนคานยึดตรึงกระดูกที่ได้จากการสแกนมานั้นจะมีข้อมูลเฉพาะแก่พื้นผิวของรูปทรงด้านนอกเท่านั้นเนื่องจากข้อจำกัดของเครื่องสแกน 3 มิติด้วยแสงเลเซอร์ซึ่งในส่วนที่แสงเลเซอร์ไม่สามารถส่องเข้าไปถึงเช่น รายละเอียดภายในของชิ้นงาน ตรงบริเวณจุดยึดต่างๆ เป็นต้น ทำให้ข้อมูลที่ได้ขาดรายละเอียดของกลุ่มพิกัดจุด ณ บริเวณดังกล่าว ดังนั้นจะต้องนำแบบจำลองมาทำการแก้ไขและเพิ่มเติมรายละเอียดอื่นๆเข้าไป เช่น การสร้างรูโพรงตรงกลางของแกนคานกระดูกเพื่อใช้สำหรับสอดลวดตัวนำ รุสกรูสำหรับใส่สกรูที่ใช้ยึดกับกระดูก ซึ่งในการสร้างรูต่างๆบนแกนคานนั้นจะใช้วิธีการวัดขนาดจริงของรูทั้งหมด และวัดความหนาของแกนคานด้วยเวอร์เนียคาลิเปอร์ จากนั้นนำข้อมูลทั้งหมดมาใช้ในการสร้างแบบจำลองของแกนคานกระดูก ในงานวิจัยนี้จะตั้งสมมุติฐานว่ารูโพรงตรงกลางของแกนคานมีรูปทรงที่เหมือนกันตลอดตามแนวแกนคาน จากนั้นทำการสร้างสกรูที่ใช้ยึดในแต่ละตำแหน่งซึ่งสกรูที่ถูกสร้างขึ้นนั้นถูกตั้งสมมุติฐานว่าตัวสกรูมีลักษณะเป็นรูปทรงกระบอกธรรมดาที่ไม่มีเกลียวเนื่องจากสกรูที่ใช้เป็นสกรูที่มีขนาดเล็กทำให้ลักษณะของเกลียวมีผลกระทบต่อระบบน้อยกว่าตัวแกนสกรูอีกทั้งยังสามารถ

ช่วยลดเวลาในการคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้อีกด้วย ซึ่งหลังจากทำการแก้ไขและเพิ่มเติมรายละเอียดต่างๆแล้วจะได้แบบจำลอง 3 มิติของแกนตามยี่ดตรงกระดูกดังแสดงในภาพที่

38



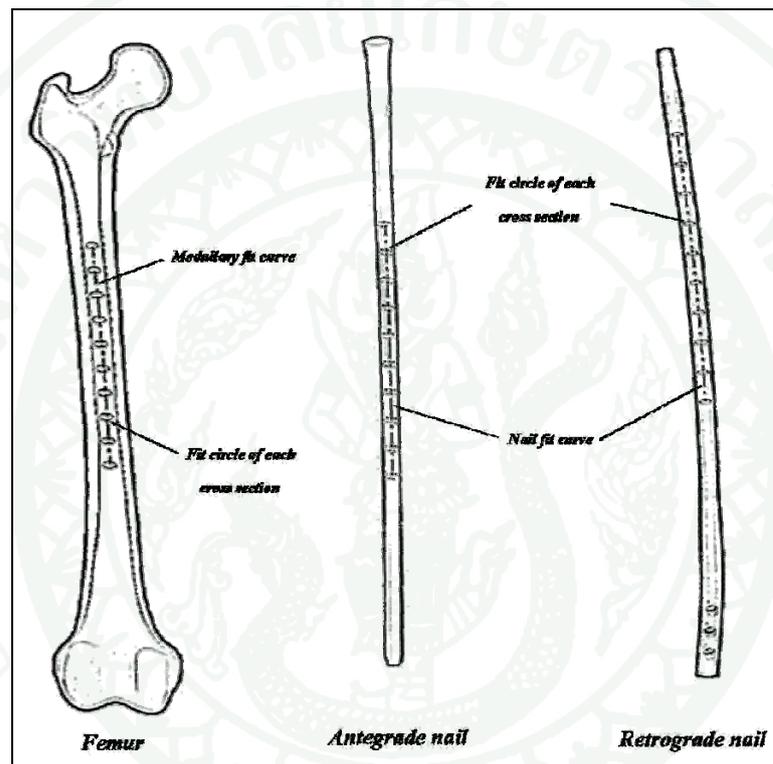
ภาพที่ 38 แบบจำลอง 3 มิติของแกนตามยี่ดตรงกระดูกต้นขา: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง (ซ้าย)
แกนตามแบบสอดคล้องย้อนทาง (ขวา)

2. การสร้างแบบจำลองเสมือนจริงที่ใช้ในการวิเคราะห์ ห้ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

2.1 การจำลองเสมือนจริงในการใส่แกนตามเข้าไปในกระดูกต้นขา

วิธีการในการสร้างแบบจำลองเสมือนจริงที่ใช้ในการวิเคราะห์ห้ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นจะต้องทำการจำลองสภาวะการใส่แกนตามเข้าไปในกระดูกต้นขาให้คล้ายกับวิธีการผ่าตัดจริงที่ใช้ทางคลินิกคือ จะต้องทำการขยายโพรงกระดูกต้นขา (Medullary canal) ให้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางใหญ่กว่าตัวแกนตามกระดูกประมาณ 2 มม. ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้แกนตามกระดูกที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 11 มม. ดังนั้นต้องทำการขยายโพรงกระดูกต้นขาให้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง

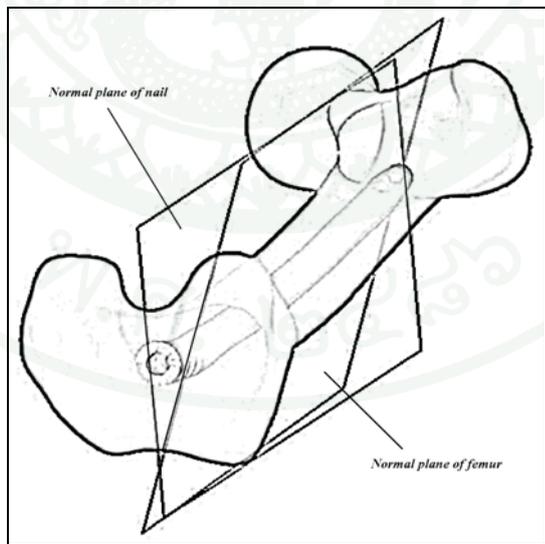
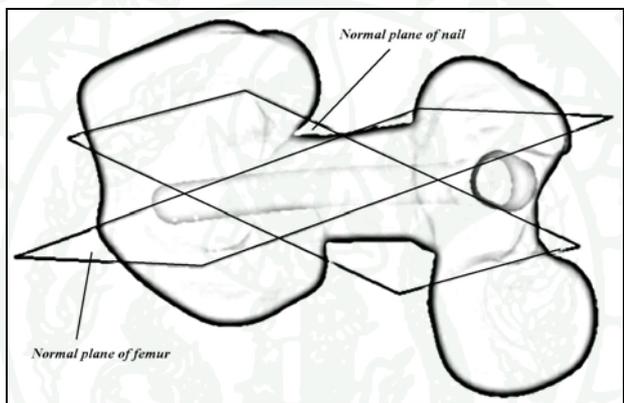
เท่ากับ 13 มม. หลังจากนั้นทำการใส่แกนตามเข้าไปในโพรงกระดูกต้นขาโดยจะทำการใส่แกนตามทั้ง 2 แบบตามทิศทางการใส่ในแต่ละแบบดังนี้คือ สำหรับแกนตามแบบสอดลงตามทางจะทำการใส่แกนตามจากส่วนต้นของกระดูกต้นขาลงมาตามโพรงกระดูกต้นขา (Antegrade insertion) และสำหรับแกนตามแบบสอดย้อนทางขึ้นจะทำการใส่แกนตามจากส่วนปลายของกระดูกต้นขาเข้ามาในโพรงกระดูกต้นขา (Retrograde insertion)



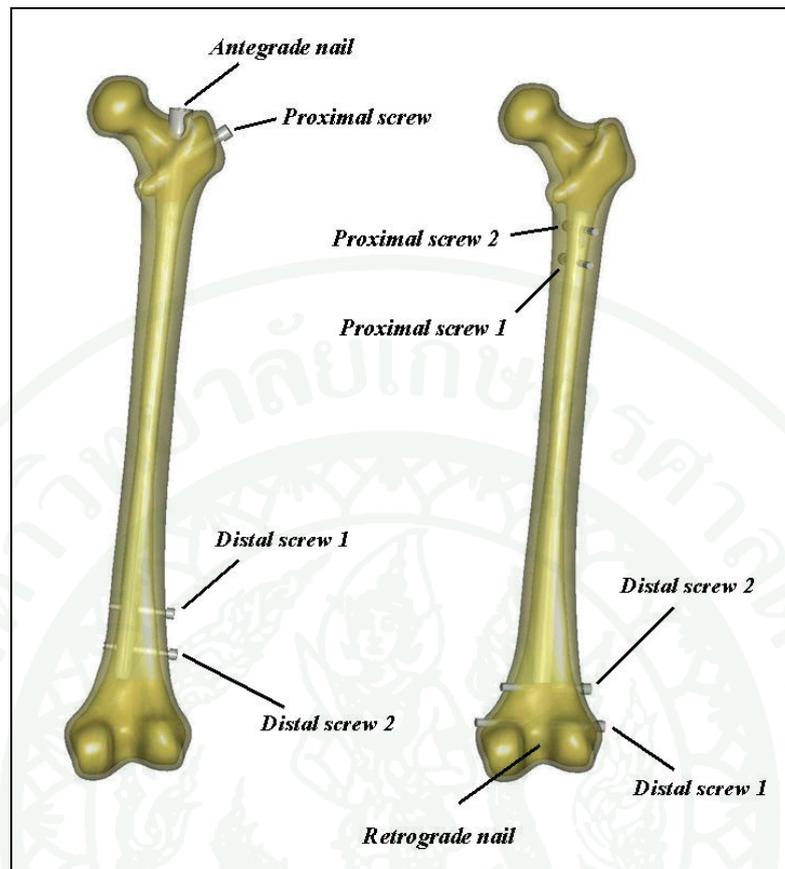
ภาพที่ 39 การสร้างส่วนโค้งของกระดูกต้นขาและแกนตามกระดูกต้นขา

เนื่องจากการใส่แกนตามกระดูกนี้เป็นการใส่แบบเสมือนจริงดังนั้นจึงต้องทำการใส่แกนตามให้มีทิศทางที่เหมาะสมกับกายวิภาคของกระดูกต้นขาคือ ต้องให้ส่วนโค้งของแกนตามอยู่ในตำแหน่งที่พอดีกับส่วนโค้งของกระดูกต้นขาซึ่งวิธีที่จะทำให้ส่วนโค้งทั้งสองพอดีกันนั้นจะต้องสร้างระนาบตามส่วนโค้งของกระดูกและแกนตามขึ้นมาเพื่อใช้อ้างอิงในการใส่แกนตามเข้าไปในกระดูกต้นขาโดยจะกำหนดให้ระนาบของแกนตามทับตรงพอดีกับระนาบของกระดูกต้นขา ในการสร้างระนาบทั้งสองนั้นเริ่มจากการแบ่งภาคตัดขวาง (Cross section) ของกระดูกต้นขาและแกนตามกระดูกตรงช่วงบริเวณที่จะใส่แกนตามเข้าไปในโพรงกระดูก หลังจากนั้นทำการสร้างวงกลมจากข้อมูลกลุ่มพิกัดจุดของภาคตัดขวางในแต่ละชั้น (Fit circle) แล้วหาจุดศูนย์กลางของแต่ละวงกลม

จากนั้นนำเอาจุดศูนย์กลางของวงกลมทั้งหมดมาคำนวณหาส่วนโค้งของกระดูกต้นขาและส่วนโค้งของแกนคามาขึ้น (Fit curve) ดังแสดงในภาพที่ 39 เมื่อได้เส้นส่วนโค้งของกระดูกและแกนคามาที่ต้องการแล้วต่อไปทำการสร้างระนาบของกระดูกและแกนคามาเพื่อใช้เป็นระนาบอ้างอิงในการใส่แกนคามาเข้าไปในโพรงกระดูกต้นขา ดังภาพที่ 40 จากนั้นทำการหมุนระนาบรอบแนวแกนจนกระทั่งระนาบทั้งสองทับกันสนิทพอดี ปรับระยะและตำแหน่งที่เหมาะสมของแกนคามาโดยปรับเลื่อนได้เฉพาะในแนวของส่วนโค้งของโพรงกระดูกเท่านั้นซึ่งตำแหน่งที่เหมาะสมนั้นสามารถพิจารณาได้จากวิธีการผ่าตัดใส่แกนคามากระดูกแต่ละชนิดที่ใช้ในขั้นตอนการผ่าตัดจริง โดยแบบจำลองเสมือนจริงในการใส่แกนคามาเข้าไปในกระดูกต้นขาแสดงรายละเอียดดังภาพที่ 41



ภาพที่ 40 ระนาบอ้างอิงของกระดูกต้นขา กับแกนคามากระดูกแบบสอดลงตามทาง (บน) และแกน คามากระดูกแบบสอดย้อนทาง (ล่าง)

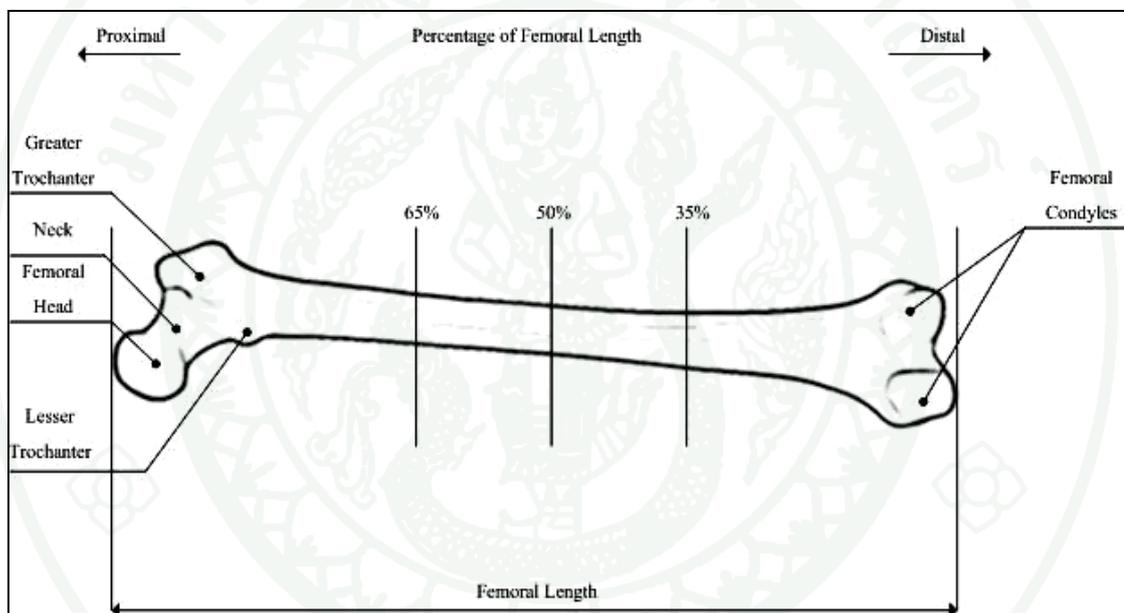


ภาพที่ 41 แบบจำลองเสมือนจริงในการใส่แกนตามกระดูกแบบสอดลงตามทาง (ชาย) และแกนตามกระดูกแบบสอดย้อนทาง (ขวา)

2.2 การสร้างแบบจำลองของการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

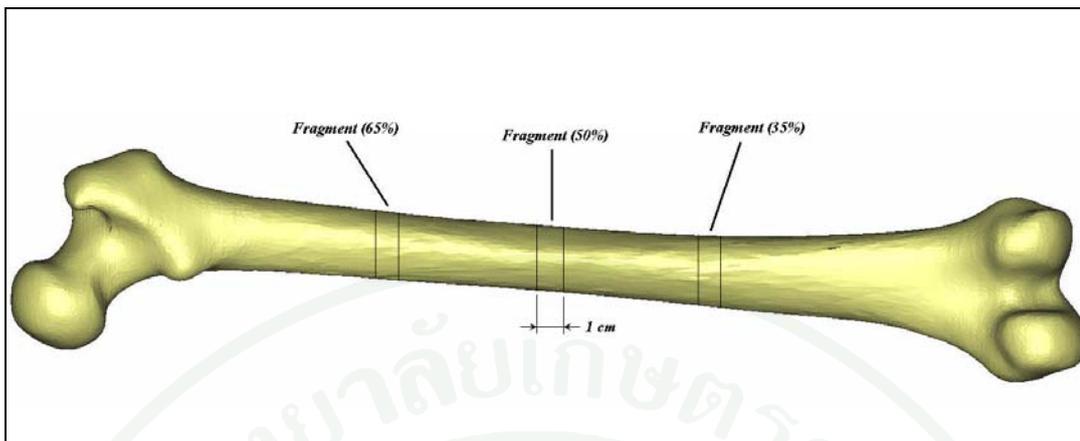
ในงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาผลกระทบที่เกิดขึ้นกับแกนตามยึดตรึงกระดูกต้นขาเมื่อเกิดการแตกหักบริเวณช่วงท่อนกลางซึ่งเป็นชนิดของการแตกหักแบบคอมมินิวด์หรือแบบซับซ้อน OTA 32- C3.2 (1996) โดยกำหนดให้กระดูกชิ้นหักย่อยต่างๆมีระยะความยาวเท่ากับ 1 ซม.และแบ่งการพิจารณาช่วงของรอยแตกหักออกเป็น 3 ช่วงคือ ช่วงบนที่ 65% ช่วงกลางที่ 50% และช่วงล่างที่ 35% ของความยาวกระดูกต้นขาทั้งหมดซึ่งเป็นการแบ่งตามระยะการแบ่งช่วงกลางกระดูกต้นขาของ Stephenson และ Seedhom (2001) ที่ใช้ในการหาค่าพารามิเตอร์ต่างๆบริเวณส่วนโค้งของกระดูกต้นขาดังแสดงในภาพที่ 42 ซึ่งในการสร้างแบบจำลองของกระดูกชิ้นหักย่อยที่มีระยะความยาวเท่ากับ 1 ซม.นั้น เนื่องจากถ้าทำการสร้างแบบจำลองโดยทำเป็นกระดูกชิ้นที่หักย่อยเล็กๆหลายชิ้นจะค่อนข้างยุ่งยากในการสร้างแบบจำลอง อีกทั้งในขั้นตอนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์

เอลิเมนต์นั้นจะต้องใช้ระยะเวลาและทรัพยากรต่าง ๆ มากขึ้นเนื่องจากมีชิ้นส่วนที่ต้องทำการวิเคราะห์หลายชิ้น ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงทำการสร้างแบบจำลองของกระดูกชิ้นหักย่อยทั้งหมดโดยวิธีการรวมกระดูกหลายๆชิ้นเป็นกระดูกชิ้นเดียวกันที่มีความกว้างของช่วงที่หักเท่ากับ 1 ซม. โดยที่ในขั้นตอนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นจะกำหนดคุณสมบัติของวัสดุของกระดูกชิ้นที่หักนี้เป็นคุณสมบัติของกระดูกช่วงที่มีการเริ่มต้นซ่อมแซมและสร้างกระดูกใหม่ ดังนั้นจึงเปรียบเสมือนกับกระดูกท่อนหักบนและท่อนหักกลางขาดเสถียรภาพความมั่นคง (Unstable fracture) ซึ่งคล้ายกับการแตกหักของกระดูกแบบซับซ้อนที่มีชิ้นหักย่อยหลายๆชิ้นเช่นเดียวกัน โดยแบบจำลองของกระดูกที่แสดงตำแหน่งรอยแตกหักทั้ง 3 ช่วงระดับนั้นแสดงในภาพที่ 43



ภาพที่ 42 ตำแหน่งรอยแตกหักทั้ง 3 ช่วง: ช่วงบนที่ 65% ช่วงกลางที่ 50% และช่วงล่างที่ 35% ของความยาวกระดูกต้นขาทั้งหมด

ที่มา: Stephenson และ Seedhom (2001)



ภาพที่ 43 แบบจำลองของกระดูกต้นขาที่แตกหักบริเวณช่วงท่อนกลาง

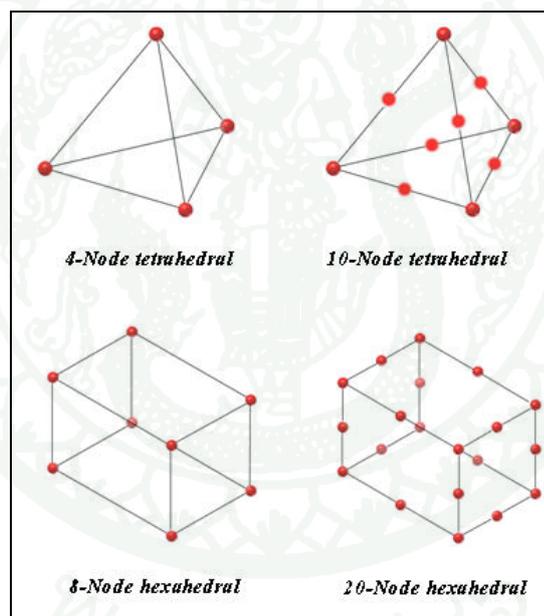
3. การสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นสิ่งที่สำคัญก่อนที่จะเริ่มทำการวิเคราะห์นั่นก็คือ การสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพราะแบบจำลองที่ดีและถูกต้องนั้นจะทำให้ผลลัพธ์ที่คำนวณออกมาได้มีค่าใกล้เคียงกับความเป็นจริง แต่ในทางกลับกันถ้าแบบจำลองที่ไม่ถูกต้องก็จะทำให้ได้ผลลัพธ์ที่ผิดเพี้ยนไปซึ่งองค์ประกอบของแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นจะประกอบไปด้วยรายละเอียดดังนี้

3.1 การสร้างแบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อย (Mesh generation)

การสร้างแบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยในแบบจำลองของชิ้นงานแต่ละชิ้นนั้น ในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม Msc.Patran เพื่อทำการแบ่งแบบจำลอง 3 มิติที่สร้างขึ้นมาในตอนต้นให้ออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ โดยทำการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยในแต่ละแบบจำลองทั้งในส่วนของกระดูกต้นขา และชุดแกนคานายึดตรึงกระดูกต้นขาทั้งสองชนิดด้วยการกำหนดให้แต่ละเอลิเมนต์ย่อยอยู่ในรูปแบบของเตตระฮีดรอลเอลิเมนต์แบบ 4 โหนด (Four-node tetrahedral element) ซึ่งในแต่ละเอลิเมนต์จะมีรูปร่างเป็นรูปทรงปิรามิดที่ในหนึ่งเอลิเมนต์นั้นจะประกอบไปด้วยด้านรูปสามเหลี่ยมจำนวน 4 ด้าน และมีจำนวนโหนดทั้งหมด 4 โหนด ดังแสดงในภาพที่ 44 ซึ่งเหตุผลที่งานวิจัยนี้เลือกวิธีการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยโดยใช้เตตระฮีดรอลเอลิเมนต์แบบ 4 โหนดนั้นเนื่องจากในงานวิจัยของ Ramos และ Simoes (2006) ซึ่งได้ทำการทดลองเปรียบเทียบการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยแบบเตตระฮีดรอล

ดรอลเอลิเมนต์ (Tetrahedral element) และแบบเฮกซะอีดรอล (Hexahedral element) ในแบบจำลองของกระดูกต้นขาช่วงบน โดยทำการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยในแต่ละแบบออกเป็นกำลังลำดับที่หนึ่ง (First order) และลำดับที่สอง (Second order) ซึ่งเอลิเมนต์แบบเตตระอีดรอลสำหรับกำลังลำดับที่หนึ่งคือ แบบ 4 โหนด และลำดับที่สองคือ แบบ 10 โหนด ส่วนเอลิเมนต์แบบเฮกซะอีดรอลสำหรับกำลังลำดับที่หนึ่งคือ แบบบริกเอลิเมนต์ (Brick element) 8 โหนด และลำดับที่สองคือ แบบ 20 โหนด จากผลการทดลองพบว่าเตตระอีดรอลเอลิเมนต์แบบ 4 โหนดมีผลลัพธ์ที่มีค่าใกล้เคียงกับค่าทางทฤษฎีเช่นเดียวกัน อีกทั้งพบว่าเอลิเมนต์ย่อยในกำลังลำดับที่หนึ่งและลำดับที่สองของการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยแบบเตตระอีดรอลเอลิเมนต์และแบบเฮกซะอีดรอลมีผลลัพธ์ที่ไม่แตกต่างกันมากอย่างชัดเจน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเลือกการแบ่งเอลิเมนต์เตตระอีดรอลแบบ 4 โหนดซึ่งทำให้สามารถลดเวลาและลดทรัพยากรต่างๆที่ใช้ในการคำนวณลงได้เป็นอย่างมาก



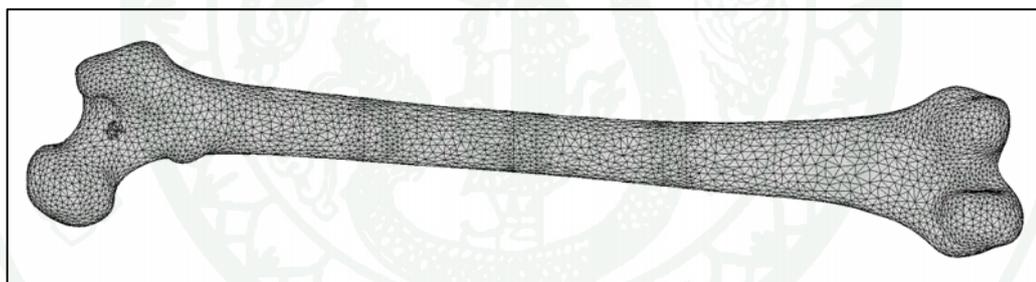
ภาพที่ 44 รูปแบบของการแบ่งเอลิเมนต์แบบต่างๆ

ที่มา: <http://fea-cae-engineering.com> (2009)

ในการสร้างแบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยหรือการแบ่งเอลิเมนต์ที่ทำการสร้างชิ้นนั้นจะแบ่งออกเป็น 3 แบบจำลองดังนี้คือ แบบจำลองของกระดูกต้นขาปกติ แบบจำลองของระบบแกนคานแบบสอดลงตามทาง และแบบจำลองของระบบแกนคานแบบสอดย้อยทาง

3.1.1 แบบจำลองของกระดูกต้นขาปกติ

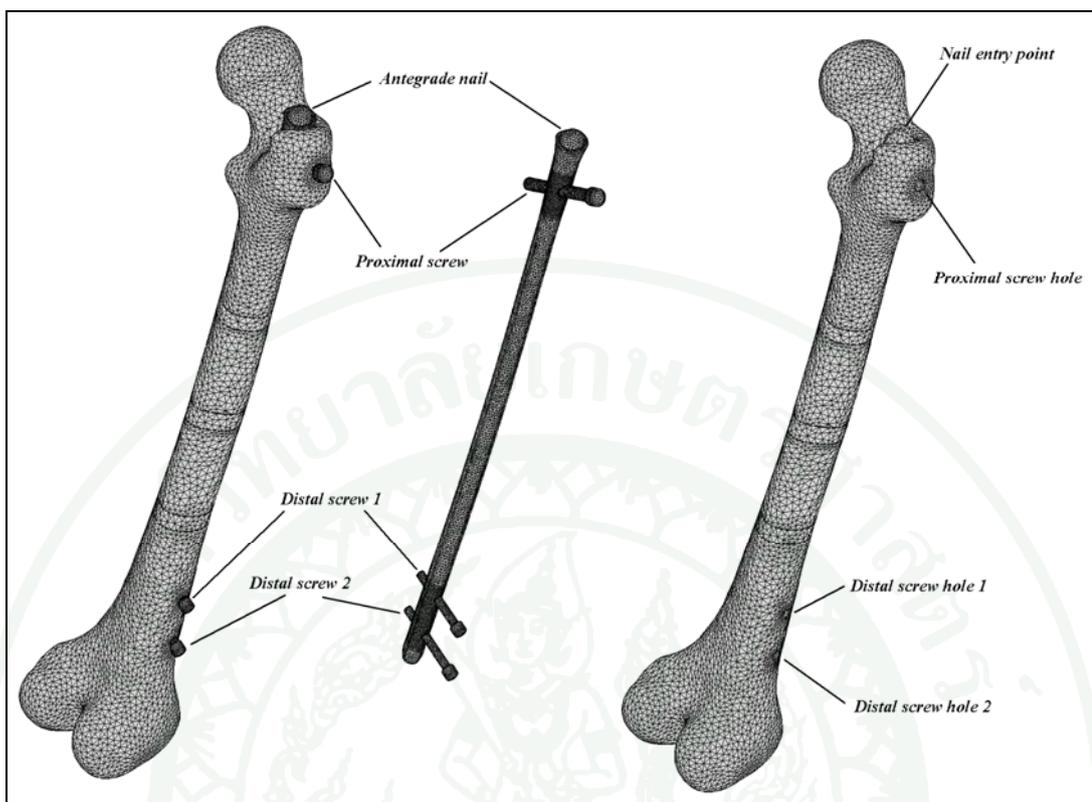
ในการคำนวณและวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นผลลัพธ์ที่ได้ออกมาต้องมีการพิจารณาถึงความถูกต้องของแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยต้องมีการทวนสอบกับผลลัพธ์จากการทดลองจริงดังนั้นวิธีการที่ใช้ในการทวนสอบในงานวิจัยนี้คือ ทำการสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูกต้นขาปกติ จากนั้นทำการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์แล้วนำผลลัพธ์ที่ได้มาทำการเปรียบเทียบกับผลความเครียดสูงสุดในแต่ละระดับที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขาจากงานวิจัยของ Duda et al. (1998) และทำการเปรียบเทียบผลของระยะความยาวในแต่ละช่วงระดับระหว่างการขึ้นแบบปกติกับขณะที่ขึ้นด้วยขาเพียงข้างเดียวจากงานวิจัยของ Taylor et al. (1995) โดยในการสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูกต้นขาปกติเมื่อทำการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยของกระดูกต้นขาในแต่ละชิ้นส่วนแล้วนั้น แบบจำลองจะประกอบไปด้วยจำนวนโหนดทั้งหมด 20,071 โหนด และเอลิเมนต์ทั้งหมดจำนวน 74,663 เอลิเมนต์ ดังแสดงรายละเอียดในภาพที่ 45



ภาพที่ 45 แบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของกระดูกต้นขาปกติ

3.1.2 แบบจำลองของระบบแกนตามแบบสอดคล้องตามทาง

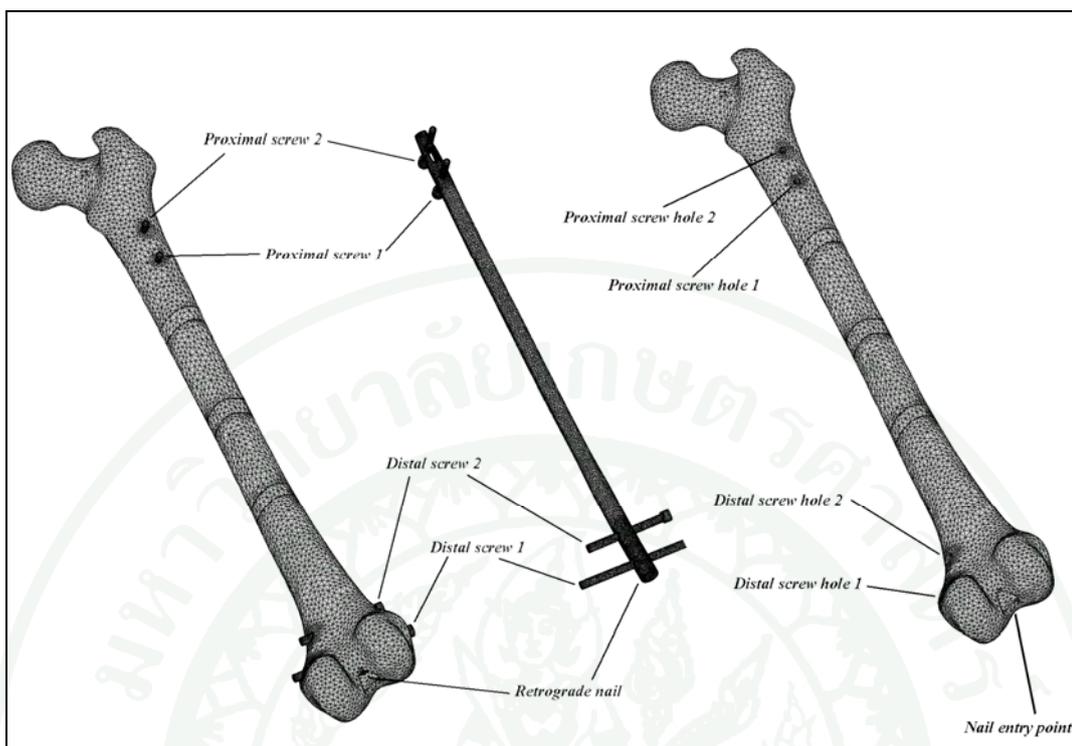
หลังจากทำการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละชิ้นส่วนแล้วนั้นผลลัพธ์ที่ได้ออกมาจะประกอบไปด้วยจำนวนโหนดทั้งหมด 79,079 โหนด และเอลิเมนต์ทั้งหมด 326,887 เอลิเมนต์ดังแสดงรายละเอียดในภาพที่ 46 ซึ่งรายละเอียดของจำนวนการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยที่เหมาะสมนั้นแสดงในตารางผนวกที่ 1 และภาพผนวกที่ 8



ภาพที่ 46 แบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนตามแบบสอดลงตามทาง

3.1.3 แบบจำลองของระบบแกนตามแบบสอดย้อนทาง

หลังจากทำการแบ่งเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนตามกระดูกแบบสอดย้อนทางในแต่ละชิ้นส่วนแล้วนั้น ผลลัพธ์ที่ได้ออกมาจะประกอบไปด้วยจำนวนโหนดทั้งหมด 80,370 โหนด และเอลิเมนต์ทั้งหมด 338,812 เอลิเมนต์ ดังแสดงรายละเอียดในภาพที่ 47



ภาพที่ 47 แบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนคานแบบสอดช่องทาง

3.2 คุณสมบัติของวัสดุ (Material properties)

การวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ก่อนที่จะเริ่มการคำนวณนั้นในขั้นตอนการเตรียมแบบจำลองต้องกำหนดคุณสมบัติของวัสดุแต่ละชนิดเพื่อที่จะได้ใช้เป็นข้อมูลในการคำนวณ โดยที่วัสดุที่ใช้ทดลองในงานวิจัยนี้จะกำหนดให้มีคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุเหมือนกันทุกทิศทางตลอดทั้งชิ้น (Isotropic) รวมถึงมีความเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneous) และมีการเปลี่ยนรูปร่างเมื่อมีภาระของแรงกระทำเป็นแบบเส้นตรง (Linear elastic) ส่วนคุณสมบัติของกระดูกช่วงบริเวณที่เกิดการแตกหักจะกำหนดให้มีคุณสมบัติเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Initial connective tissue: Ict) หรือช่วงที่มีการสร้างเนื้อกระดูกฟเวินซึ่งอยู่ในช่วงการเริ่มต้นซ่อมแซมและสร้างกระดูกใหม่โดยจะเกิดขึ้นหลังจากกระดูกหักประมาณ 1 สัปดาห์ และกำหนดให้มีคุณสมบัติเป็นกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส (Soft callus: Sc) ซึ่งจะเกิดเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆหลังเกิดกระดูกหักและเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นก็จะมี ความแข็งแรงที่เพิ่มขึ้นตามลำดับ ในงานวิจัยนี้จะใช้คุณสมบัติของกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัสที่ระยะเวลาประมาณ 4 สัปดาห์ (Claes and Heigele, 1999) ทั้งนี้การกำหนดคุณสมบัติของกระดูกช่วงที่แตกหักแบ่งออกเป็นสองช่วงเวลานั้นมีจุดประสงค์เพื่อทำ

การเปรียบเทียบความมั่นคงของระบบในระยะเวลาที่แตกต่างกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงเริ่มต้นของการซ่อมแซมซึ่งเป็นช่วงเวลาที่แกนคานกระดูกต้นขาต้องทำหน้าที่ในการคานกระดูกให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องและเหมาะสมเพื่อให้เกิดการติดกันของกระดูกส่วนที่แตกหักได้อย่างถูกต้องและไม่ผิดเพี้ยนไปจากเดิมมากนัก ซึ่งคุณสมบัติของวัสดุแต่ละชนิดที่ใช้ในการทดลองจะแสดงรายละเอียดในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 คุณสมบัติของวัสดุต่างๆ ที่ใช้ในการคำนวณด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

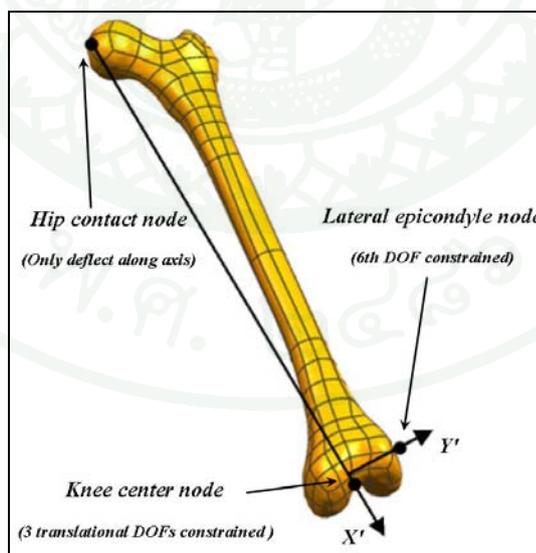
| วัสดุ | ค่ามอดูลัสของยัง (Young's modulus) (Mpa) | ค่าอัตราส่วนของปัวซอง (Poisson's ratio) |
|----------------------------------|--|--|
| กระดูกเนื้อแน่นของกระดูกต้นขา | 17,000 | 0.28 |
| กระดูกเนื้อแน่นช่วงคอกระดูกต้นขา | 2,000 | 0.3 |
| กระดูกเนื้อพรุนของกระดูกต้นขา | 600 | 0.3 |
| กระดูกเนื้อพรุนช่วงคอกระดูกต้นขา | 1,000 | 0.3 |
| เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Ict) | 3 | 0.4 |
| กระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส (Sc) | 1,000 | 0.3 |
| สแตนเลส | 200,000 | 0.3 |

ที่มา: Browner *et al.* (1998), Claes and Heigele (1999), Wei *et al.* (2002)

3.3 สภาวะแวดล้อมของระบบ (Boundary condition)

สภาวะแวดล้อมของระบบหมายถึง ภาระแรงที่กระทำกับระบบ ข้อจำกัดและเงื่อนไขต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับระบบ ดังนั้นในขั้นตอนการเตรียมแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะต้องกำหนดสภาวะแวดล้อมต่างๆ ที่เกี่ยวข้อง โดยในระบบการวิเคราะห์แกนคานกระดูกสำหรับการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางนั้น ภาระแรงหลักที่กระทำกับระบบเกิดจากแรงที่ส่งผ่านมาจากส่วนหัวของกระดูกต้นขาเนื่องจากน้ำหนักตัวช่วงบนของร่างกาย และแรงจากกล้ามเนื้อมัดต่างๆ ที่ยึดติดอยู่บนกระดูกต้นขาซึ่งในงานวิจัยนี้จะพิจารณาแรงที่กระทำต่อกระดูกต้นขาใน

สภาวะการก้าวเดินเป็นหลักเพราะมีความถี่ที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวันมากที่สุด โดยภาระแรงต่างๆที่กระทำกับระบบและตำแหน่งที่กระทำจะใช้จากงานวิจัยของ Behrens et al. (2009) ซึ่งรายละเอียดต่างๆได้กล่าวถึงในบทการตรวจเอกสาร (ตารางที่ 4 และภาพที่ 8) แต่เนื่องจากในช่วงเริ่มต้นของการรักษาด้วยแกนตามกระดูกต้นขา นั้นแพทย์จะให้ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงการลงน้ำหนักขาข้างที่หักโดยตรง โดยจะแนะนำให้ผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ในการช่วยประคองและพยุงร่างกายคั้งนั้นแรงกระทำที่ส่วนหัวของกระดูกต้นขาจะมีขนาดที่ลดลงซึ่งสัดส่วนของแรงกระทำที่ลดลงนั้นในงานวิจัยของ Koval et al. (1998) ได้ทำการศึกษาแรงกระทำที่เกิดขึ้นหลังการผ่าตัดรักษาการแตกหักของกระดูกส่วนคอและกระดูกช่วงอินเทอร์โทรชานเตอร์ริก (Intertrochanteric) ของกระดูกต้นขาโดยให้ผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ช่วยประคองในขณะที่ก้าวเดิน จากการทดลองพบว่าในช่วงระยะเวลา 1 สัปดาห์ 2 สัปดาห์ 3 สัปดาห์ 6 สัปดาห์ และ 12 สัปดาห์หลังการผ่าตัด ขาข้างที่บาดเจ็บมีแรงกระทำเฉลี่ยเมื่อเทียบกับขาข้างที่ไม่บาดเจ็บอยู่ที่ 51% 64% 65% 80% และ 87% ตามลำดับ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงตั้งสมมุติฐานให้รอยแตกหักที่อยู่ในช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพันมีแรงกระทำที่ส่วนหัวของกระดูกต้นขาเท่ากับ 51% ของแรงกระทำในช่วงปกติ และ 65% สำหรับรอยแตกหักที่อยู่ในช่วงกระดูกเนื้อเยื่ออ่อน แคลลัส ส่วนข้อจำกัดและเงื่อนไขต่างๆที่เกี่ยวข้องกับระบบนั้นจะทำการจำลองตามรูปแบบของ Speirs et al. (2007) ซึ่งเป็นรูปแบบการจำลองข้อจำกัดทางกายภาพ (Physiological constraints) ของแรงที่กระทำระหว่างข้อสะโพกกับหัวเข่าดังแสดงในภาพที่ 48



ภาพที่ 48 รูปแบบการจำลองข้อจำกัดทางกายภาพของแรงที่กระทำระหว่างข้อสะโพกกับหัวเข่า

ที่มา: คัดแปลงจาก Speirs et al. (2007)

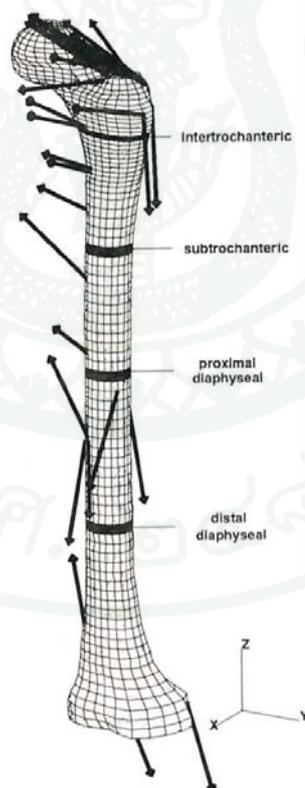
3.4 ความสัมพันธ์ระหว่างพื้นผิวที่สัมผัสกัน (Contact condition)

การสร้างความสัมพันธ์ระหว่างพื้นผิวที่สัมผัสกันของชิ้นส่วนต่างๆหลังจากทำการสร้างแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของทุกชิ้นส่วนและนำเข้ามาประกอบรวมกันแล้ว สิ่งที่สำคัญเป็นอย่างยิ่งก็คือ การกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างชิ้นส่วนต่างๆว่ามีความสัมพันธ์ระหว่างกันและกันอย่างไรบ้างเพื่อจะได้เป็นข้อมูลที่ใช้ในขั้นตอนการคำนวณ สาเหตุที่ต้องทำการกำหนดความสัมพันธ์ระหว่างพื้นผิวที่สัมผัสกันนั้น เพราะเนื่องจากเมื่อมีภาระแรงต่างๆมากระทำกับระบบแล้วชิ้นส่วนต่างๆภายในระบบจะมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้น เช่น เกิดการเคลื่อนที่ขึ้น มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง มีความเค้นเกิดขึ้นเป็นต้น ซึ่งในโปรแกรม Msc.Marc นั้นสามารถกำหนดความสัมพันธ์ของชิ้นส่วนต่างๆที่สัมผัสกันได้ 3 ลักษณะ คือ ชิ้นส่วนแต่ละชิ้นไม่อยู่ติดกันหรือไม่มีความสัมพันธ์กันซึ่งกันและกัน (No contact: Nc) ชิ้นส่วนที่มีความสัมพันธ์แบบสัมผัสกัน (Touching contact: Tc) และชิ้นส่วนที่อยู่ติดรวมเป็นชิ้นเดียวกัน (Glue contact: Gc)

ในแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของระบบการคานกระดูกต้นขาแบบสอดคล้องตามทางและแบบสอดคล้องทางสำหรับการแตกหักของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางนั้น จะกำหนดให้ชิ้นส่วนต่างๆทั้งที่เป็นกระดูกเนื้อแน่นและกระดูกเนื้อพรุนทั้งหมดมีความสัมพันธ์กันแบบ Gc โดยจะมีการเปลี่ยนแปลงเฉพาะส่วนที่เป็นคุณสมบัติของวัสดุตรงบริเวณรอยหักเท่านั้น ซึ่งคุณสมบัติของวัสดุที่เปลี่ยนแปลงนั้นจะขึ้นอยู่กับช่วงเวลาในการซ่อมแซมรักษาและกระบวนการสร้างเซลล์กระดูกใหม่ตามกรณีศึกษาในแต่ละกรณี ส่วนชิ้นส่วนต่างๆของชุดแกนคานกระดูกที่มีพื้นผิวสัมผัสกันทั้งแบบสอดคล้องตามทางและแบบสอดคล้องทางขึ้นนั้น จะกำหนดให้มีความสัมพันธ์ระหว่างชิ้นส่วนที่สัมผัสกันแบบ Tc และระหว่างตัวแกนคานกระดูกทั้ง 2 แบบที่อยู่ภายในโพรงของกระดูกต้นขาจะกำหนดให้มีความสัมพันธ์กันแบบ Tc ส่วนตัวสกรูที่ฝังตัวอยู่ในกระดูกต้นขาจะมีความสัมพันธ์กับกระดูกแบบ Gc ทั้งนี้ในการคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม Msc.Marc นั้นจะทำการคำนวณตามความสัมพันธ์ต่างๆที่กำหนดไว้โดยพิจารณาจากระยะทางการเคลื่อนที่ของแต่ละโหนดที่เกิดจากมีแรงมากระทำควบคู่ไปกับการตรวจสอบการชนกันระหว่างพื้นผิวชิ้นงานที่สัมผัสกัน โดยงานวิจัยนี้จะเลือกใช้วิธีการคำนวณแบบไอเตอร์ทีฟฟูลนิวตันแรพซัน (Iterative full Newton-Raphson) ในการตรวจสอบการลู่ออกค่าตอบในสถานะสมดุลย์ของระบบ และในการวิเคราะห์จะกำหนดให้มีแรงเสียดทานระหว่างพื้นผิวที่สัมผัสกันน้อยมาก (Frictionless) ซึ่งทำให้การคำนวณทำได้สะดวกขึ้นและใช้ระยะเวลาในการคำนวณน้อยลง

3.5 การทวนสอบแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการทวนสอบแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์กับผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์ ก่อนที่จะเริ่มทำการทดลองในกรณีศึกษาอื่น ๆ นั้น จะเริ่มจากการนำแบบจำลองเข้ามาในโปรแกรม Msc.Marc แล้วทำการกำหนดข้อมูลและเงื่อนไขต่างๆที่ใช้ในการคำนวณให้ครบถ้วน หลังจากนั้นทำการคำนวณและวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์โดยนำผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์มาทำการเปรียบเทียบกับผลความเครียดสูงสุดในแต่ละระดับที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขาจากงานวิจัยของ Duda *et al.* (1998) ซึ่งแสดงรายละเอียดของตำแหน่งต่างๆที่พิจารณาในภาพที่ 49 และผลการเปรียบเทียบความเครียดสูงสุดแสดงในตารางที่ 6 หลังจากนั้นทำการเปรียบเทียบผลของระยะทางการเคลื่อนที่ในแต่ละช่วงระดับตามตำแหน่งในภาพที่ 50 ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบระยะห่างที่ต่างกันระหว่างการยื่นแบบปกติกับขณะที่ยื่นด้วยขาเพียงข้างเดียวจากงานวิจัยของ Taylor *et al.* (1995) โดยแสดงรายละเอียดของผลการเปรียบเทียบในตารางที่ 7

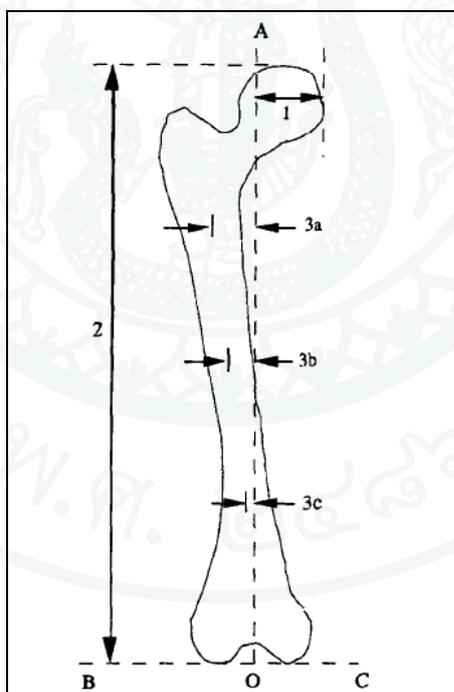


ภาพที่ 49 ตำแหน่งที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขาในการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุด

ที่มา: Duda *et al.* (1998)

ตารางที่ 6 การเปรียบเทียบความเครียดสูงสุดในแต่ละระดับที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขา

| ลำดับ | ตำแหน่ง | ค่าความเครียดหลักสูงสุด (μE) | | % ความคลาดเคลื่อน |
|----------------------------|---------------------|---|---------------------------------|-------------------|
| | | Duda et al. (30% gait cycle) | งานวิจัยนี้ (25% gait cycle) | |
| 1 | Intertrochanteric | -1054 | -1020 | -3.2% |
| 2 | Subtrochanteric | -1541 | -1473 | -4.4% |
| 3 | Proximal diaphyseal | -1459 | -1340 | -8.2% |
| 4 | Distal diaphyseal | -1108 | -968 | -12.6% |
| % ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย | | | | -7.1% |
| % ความคลาดเคลื่อนมากที่สุด | | | | -12.6% |



ภาพที่ 50 ตำแหน่งที่ทำกรวัดระยะทางที่เปลี่ยนแปลงจากฟิล์มเอกซเรย์ของกระดูกต้นขาที่ถ่ายในแนวหน้า-หลังในขณะที่ยืนด้วยขาข้างเดียว

ที่มา: Taylor *et al.* (1995)

ตารางที่ 7 การเปรียบเทียบระยะทางการเคลื่อนที่ที่แตกต่างกันในแต่ละช่วงระดับของกระดูกต้นขา

| ตำแหน่งการวัดระยะ | ความแตกต่างของระยะทาง (ยื่นขาข้างเดียว-ยื่นปกติ) (มม.) | | | งานวิจัยนี้ | ค่าความแตกต่าง เทียบกับค่าเฉลี่ย (มม.) |
|------------------------------------|---|---------|-----------|-------------|--|
| | การทดลองของ Taylor <i>et al.</i> | | | | |
| | คนที่ 1 | คนที่ 2 | ค่าเฉลี่ย | | |
| ระยะส่วนหัวกระดูกต้นขา (1) | -1.5 | 4.0 | 1.25 | 1.1 | -0.2 |
| ระยะความยาวตามแนวแกน (2) | 0.0 | -3.0 | -1.5 | -0.6 | 0.9 |
| ระยะช่วงกลางกระดูกต้นขา | | | | | |
| ที่ 25% ของความยาวกระดูกต้นขา (3a) | 2.0 | 2.0 | 2.0 | 1.3 | -0.7 |
| ที่ 50% ของความยาวกระดูกต้นขา (3b) | 2.0 | -1.0 | 0.5 | 0.9 | 0.4 |
| ที่ 75% ของความยาวกระดูกต้นขา (3c) | -2.0 | -0.5 | -1.25 | 0.5 | 1.7 |

จากผลของการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดในแต่ละระดับที่แตกต่างกันของกระดูกต้นขาจากตารางที่ 6 พบว่ามีค่าความเครียดสูงสุดแตกต่างกันโดยเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 7.1% ซึ่งความแตกต่างนี้อาจเกิดจากจำนวนของแรงกล้ามเนื้อที่แตกต่างกัน โดยในงานวิจัยของ Duda *et al.* (1998) มีแรงทั้งหมดของกล้ามเนื้อที่กระทำที่กระดูกต้นขา แต่ในงานวิจัยนี้ใช้แรงกระทำจากกล้ามเนื้อแบบอย่างง่ายของ Behrens *et al.* (2009) ซึ่งได้ตัดเอากล้ามเนื้อที่มีผลกระทบน้อยออกไป ส่วนผลของการเปรียบเทียบค่าความแตกต่างของระยะทางจากตารางที่ 7 นั้นพบว่ามีค่าความแตกต่างเมื่อเทียบกับค่าเฉลี่ยแล้วโดยส่วนรวมอยู่ในพิสัยของความแม่นยำในการวัดโดยที่การวัดของ Taylor *et al.* (1995) นั้นมีค่าความแม่นยำในการวัดอยู่ที่ ± 1 มม. ยกเว้นที่ 75% ของความยาวกระดูกต้นขาที่มีค่าเกินขอบเขตบนของความแม่นยำในการวัด (ขอบเขตบน = ค่าเฉลี่ย + ค่าความแม่นยำด้านบวก) สาเหตุที่ทำให้เฉพาะส่วนล่างไม่ได้อยู่ในขอบเขตของความแม่นยำนั้นอาจจะเป็นผลมาจากแรงต่างๆของกล้ามเนื้อที่กระทำกับกระดูกต้นขาที่ใช้นั้นเป็นแรงของระบบกล้ามเนื้ออย่างง่ายโดยกล้ามเนื้อส่วนใหญ่จะกระทำอยู่ทางส่วนบนของกระดูกต้นขา ในขณะที่ส่วนปลายของกระดูกต้นขานั้นถูกจำกัดให้ไม่สามารถขยับได้ ดังนั้นผลความแตกต่างของระยะทางการเคลื่อนที่จึงแตกต่างกัน โดยเฉพาะตรงบริเวณส่วนปลายของกระดูกต้นขา เนื่องจากในงานวิจัยนี้ระดับตำแหน่งที่ทำการพิจารณานั้นมีค่าต่ำกว่า 65% ของความยาวกระดูกต้นขาประกอบกับเมื่อนำผลของการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดในแต่ละระดับตำแหน่งมาทำการพิจารณาร่วมกันแล้วจึงสามารถ

สรุปได้ว่าแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูกต้นขาสามารถใช้ในการวิเคราะห์ในกรณีศึกษาอื่นๆต่อไปได้

3.6 ตัวแปรและกรณีศึกษา

ในงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาตัวแปรทั้งหมด 3 ตัวแปรซึ่งส่งผลกระทบต่อแกนตามกระดูกต้นขาที่ใช้ในการรักษาการแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางที่มีความกว้างของรอยหักเท่ากับ 1 ซม. โดยมุ่งเน้นในเรื่องการศึกษาความแข็งแรงของแกนตามยึดตรึงกระดูกต้นขา และความมั่นคงของรอยแตกหัก โดยตัวแปรทั้ง 3 ตัวแปรประกอบไปด้วย

ก. รูปแบบของแกนตามกระดูกต้นขาจำนวน 2 แบบคือ แกนตามกระดูกแบบสอดลงตามทางของบริษัทสไตรเกอร์ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. และมีความยาว 360 มม. ส่วนแกนตามแบบสอดย้อนทางใช้ของบริษัทซิมเมอร์ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. และมีความยาว 340 มม.

ข. ตำแหน่งหรือระดับของกระดูกชิ้นส่วนที่แตกหักแบบละเอียดบริเวณกระดูกต้นขาท่อนกลางจำนวน 3 ระดับคือ ระดับบน กลาง และล่าง

ค. ช่วงเวลาหลังจากใส่แกนตามกระดูก 3 ช่วงระยะเวลาคือ ช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Ict) ช่วงกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส (Sc) และช่วงที่กระดูกติดกันสนิทดีแล้ว (Intact femur: Int) โดยจะแบ่งกรณีศึกษาที่จะทำการพิจารณาตัวแปรทั้งหมด 3 ตัวแปรได้เป็น 18 กรณีดังแสดงในตารางที่ 8

เนื่องจากในช่วงเริ่มต้นของการรักษาด้วยแกนตามกระดูกต้นขานั้นแพทย์จะให้ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงการลงน้ำหนักขาข้างที่หักโดยตรง โดยจะแนะนำให้ผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ในการช่วยประคองและพยุงร่างกาย ดังนั้นแรงกระทำที่ส่วนหัวของกระดูกต้นขาจะมีขนาดที่ลดลงซึ่งสัดส่วนของแรงกระทำที่ลดลงนั้นในงานวิจัยนี้ตั้งสมมุติฐานให้รอยแตกหักที่อยู่ในช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพันมีแรงกระทำที่ส่วนหัวของกระดูกต้นขาเท่ากับ 51% ของแรงกระทำในช่วงปกติ และ 65% สำหรับรอยแตกหักที่อยู่ในช่วงกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส

ตารางที่ 8 สภาวะต่างๆที่ใช้ในการคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

| กรณีศึกษา | รูปแบบของแกนตามกระดูกต้นขา | ระดับของกระดูกที่แตกหัก | ช่วงเวลาหลังจากใส่แกนตามกระดูก | ร้อยละของแรงกระทำที่ส่วนหัวกระดูกต้นขา (%) |
|-----------|----------------------------|-------------------------|--------------------------------|--|
| 1 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงบน (Pf) | Ict | 51 |
| 2 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงบน (Pf) | Sc | 65 |
| 3 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงบน (Pf) | Int | 100 |
| 4 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงกลาง (Mf) | Ict | 51 |
| 5 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงกลาง (Mf) | Sc | 65 |
| 6 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงกลาง (Mf) | Int | 100 |
| 7 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงล่าง (Df) | Ict | 51 |
| 8 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงล่าง (Df) | Sc | 65 |
| 9 | แบบสอดลงตามทาง (An) | ช่วงล่าง (Df) | Int | 100 |
| 10 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงบน (Pf) | Ict | 51 |
| 11 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงบน (Pf) | Sc | 65 |
| 12 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงบน (Pf) | Int | 100 |
| 13 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงกลาง (Mf) | Ict | 51 |
| 14 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงกลาง (Mf) | Sc | 65 |
| 15 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงกลาง (Mf) | Int | 100 |
| 16 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงล่าง (Df) | Ict | 51 |
| 17 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงล่าง (Df) | Sc | 65 |
| 18 | แบบสอดย้อนทาง (Re) | ช่วงล่าง (Df) | Int | 100 |

4. การวิเคราะห์ผล

การวิเคราะห์ผลที่ได้จากด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็น 2 ส่วนคือ การวิเคราะห์การรับภาระแบบสถิตย์ของแกนตามยึดตรึงกระดูกโดยพิจารณาจากค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบลักษณะของการใช้งานแกนตามยึดตรึงกระดูกในแต่ละรูปแบบว่ามีความเหมาะสมกับรอยแตกหักแต่ละระดับอย่างไร และการวิเคราะห์ความมั่นคงของ

รอยแตกหักบนกระดูกต้นขาโดยพิจารณาจากค่าความเครียดสูงสุดเพื่อศึกษาผลกระทบต่อกระบวนการซ่อมแซมและรักษาตัวตามธรรมชาติของกระดูกที่แตกหัก



ผลและวิจารณ์

ผล

1. ความเค้นจากการรับภาระแบบสถิตย์ของแกนคานายึดตรึงกระดูกในแต่ละช่วงเวลา

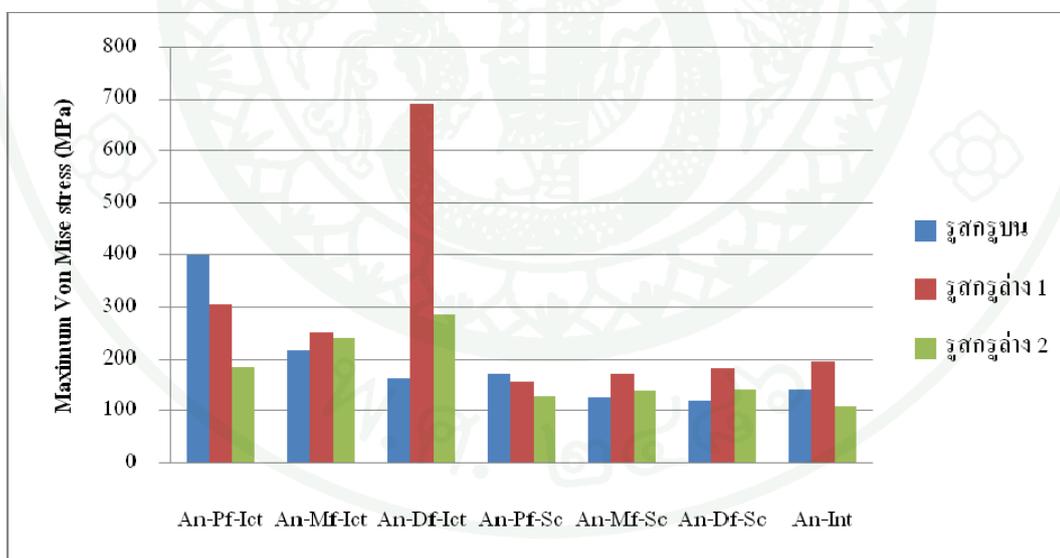
ในการวิเคราะห์ความเสียหายจากการรับภาระแบบสถิตย์ของแกนคานายึดตรึงกระดูกในแต่ละช่วงเวลาหลังจากใส่แกนคานกระดูกนั้นจะแบ่งการพิจารณาออกเป็น 2 ส่วนคือ ขึ้นส่วนต่างๆ ของแกนคานกระดูกโดยจะพิจารณาค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุด (Maximum Von Mises stress, σ_{Mises}) เนื่องจากเป็นทฤษฎีที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ความเสียหายของวัสดุประเภทโลหะที่มีคุณสมบัติเป็นวัสดุเหนียว (Ductile material) และในส่วนของกระดูกต้นขาซึ่งมีลักษณะการแตกหักคล้ายวัสดุเปราะ (Brittle material) จะพิจารณาค่าความเค้นหลักสูงสุด (Maximum principle stress, σ_1) เนื่องจากเป็นทฤษฎีที่เหมาะสมสำหรับการวิเคราะห์ความเสียหายของวัสดุเปราะ ซึ่งรายละเอียดของผลลัพธ์ต่างๆ ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในแต่ละกรณีศึกษานั้นมีรายละเอียดดังนี้

1.1 ระบบแกนคานกระดูกแบบสอดลงตามทาง

ค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ขึ้นส่วนต่างๆ ของแกนคานกระดูกแบบสอดลงตามทาง จะแบ่งการพิจารณาผลลัพธ์ออกเป็น 2 ส่วนด้วยกันคือ ค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนตัวแกนคานกระดูกแสดงรายละเอียดในตารางที่ 9 และภาพที่ 51 ส่วนของสกรูแต่ละตัวนั้นแสดงรายละเอียดในตารางที่ 10 และภาพที่ 52 ในส่วนค่าความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาจะแสดงรายละเอียดในตารางที่ 11 และภาพที่ 53 โดยผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงในภาพที่ 57-62 และภาพผนวกที่ 1-8

ตารางที่ 9 ความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่แกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา

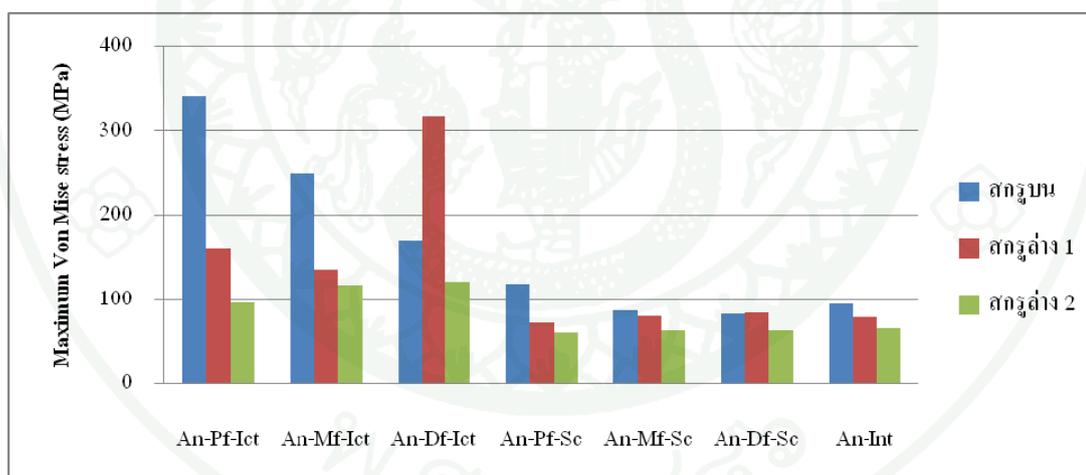
| กรณีศึกษา | ค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดในแต่ละตำแหน่ง ของแกนตาม (MPa) | | |
|------------------|--|-------------|-------------|
| | รูสรูบน | รูสรูล่าง 1 | รูสรูล่าง 2 |
| | An-Pf-Ict (1) | 398 | 304 |
| An-Mf-Ict (4) | 215 | 250 | 239 |
| An-Df-Ict (7) | 163 | 691 | 286 |
| An-Pf-Sc (2) | 172 | 155 | 128 |
| An-Mf-Sc (5) | 124 | 172 | 137 |
| An-Df-Sc (8) | 118 | 181 | 140 |
| An-Int (3, 6, 9) | 141 | 195 | 108 |



ภาพที่ 51 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนตามกระดูกแบบสอดคล้องตามทาง

ตารางที่ 10 ความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแบบสอดลงตามทางในแต่ละกรณีศึกษา

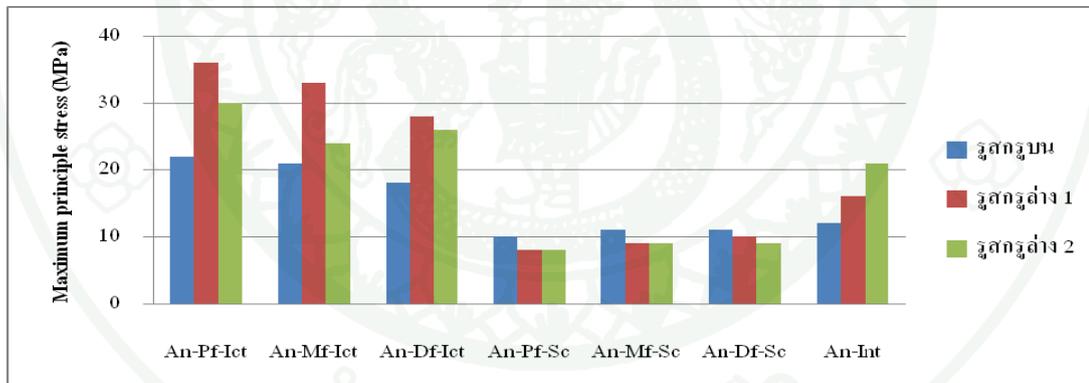
| กรณีศึกษา | ค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแต่ละตัว (MPa) | | |
|------------------|---|------------|------------|
| | สกรูบน | สกรูล่าง 1 | สกรูล่าง 2 |
| An-Pf-Ict (1) | 342 | 160 | 97 |
| An-Mf-Ict (4) | 249 | 136 | 117 |
| An-Df-Ict (7) | 169 | 317 | 121 |
| An-Pf-Sc (2) | 119 | 73 | 61 |
| An-Mf-Sc (5) | 87 | 81 | 64 |
| An-Df-Sc (8) | 84 | 85 | 64 |
| An-Int (3, 6, 9) | 95 | 80 | 67 |



ภาพที่ 52 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแบบสอดลงตามทาง

ตารางที่ 11 ความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดลงตามทางในแต่ละกรณีศึกษา

| กรณีศึกษา | ค่าความเค้นหลักสูงสุดในแต่ละตำแหน่งของกระดูกต้นขา (MPa) | | |
|------------------|---|-------------|-------------|
| | ตำแหน่ง (MPa) | | |
| | รูสรูบน | รูสรูล่าง 1 | รูสรูล่าง 2 |
| An-Pf-Ict (1) | 22 | 36 | 30 |
| An-Mf-Ict (4) | 21 | 33 | 24 |
| An-Df-Ict (7) | 18 | 28 | 26 |
| An-Pf-Sc (2) | 10 | 8 | 8 |
| An-Mf-Sc (5) | 11 | 9 | 9 |
| An-Df-Sc (8) | 11 | 10 | 9 |
| An-Int (3, 6, 9) | 12 | 16 | 21 |



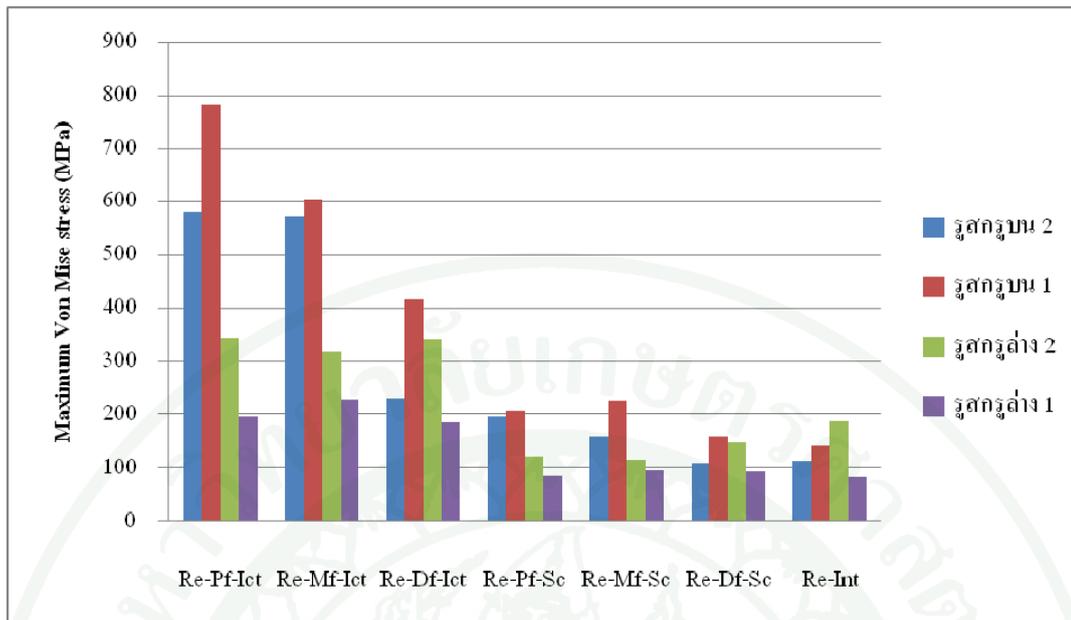
ภาพที่ 53 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดลงตามทาง

1.2 ระบบแกนดามแบบสอดซ้อนทาง

ค่าความเค้นวอนมิตส์สูงสุดที่ขึ้นส่วนต่างๆของแกนดามกระดูกแบบสอดซ้อนทางจะแบ่งการพิจารณาเหมือนหัวข้อ 1.1.1 ซึ่งค่าความเค้นวอนมิตส์สูงสุดบนตัวแกนดามกระดูกแสดงรายละเอียดในตารางที่ 12 และภาพที่ 54 ส่วนของสกรูแต่ละตัวนั้นแสดงรายละเอียดในตารางที่ 13 และภาพที่ 55 ในส่วนความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาจะแสดงรายละเอียดในตารางที่ 14 และภาพที่ 56 โดยผลวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงในภาพที่ 57-62 และภาพผนวกที่ 1-8

ตารางที่ 12 ค่าความเค้นวอนมิตส์สูงสุดที่แกนดามกระดูกแบบสอดซ้อนทางในแต่ละกรณีศึกษา

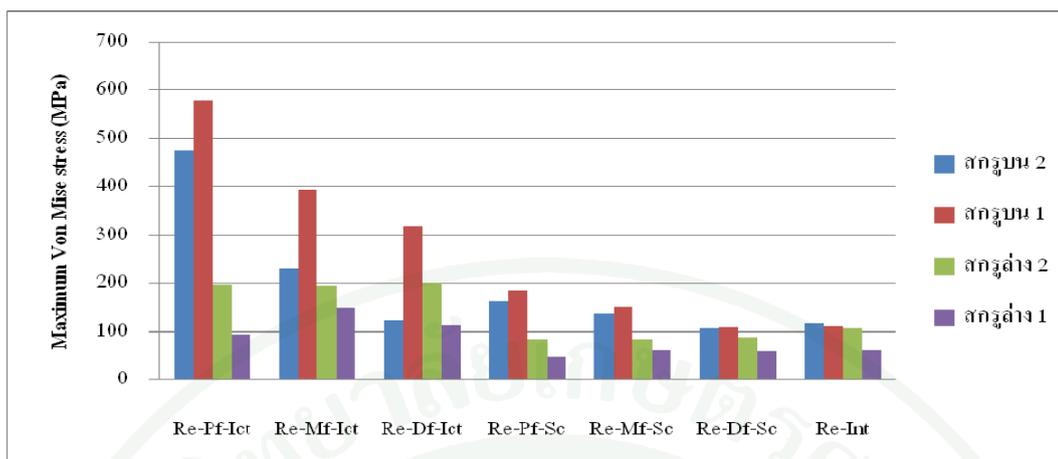
| กรณีศึกษา | ค่าความเค้นวอนมิตส์สูงสุดในแต่ละตำแหน่ง ของแกนดาม (MPa) | | | |
|---------------------|--|------------|--------------|--------------|
| | รูสกรูบน 2 | รูสกรูบน 1 | รูสกรูล่าง 2 | รูสกรูล่าง 1 |
| Re-Pf-Ict (10) | 579 | 783 | 344 | 196 |
| Re-Mf-Ict (13) | 573 | 603 | 318 | 228 |
| Re-Df-Ict (16) | 231 | 417 | 343 | 185 |
| Re-Pf-Sc (11) | 197 | 206 | 123 | 85 |
| Re-Mf-Sc (14) | 160 | 226 | 116 | 96 |
| Re-Df-Sc (17) | 108 | 158 | 149 | 94 |
| Re-Int (12, 15, 18) | 113 | 142 | 188 | 83 |



ภาพที่ 54 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนตามกระดูกแบบสอดซ้อนทาง

ตารางที่ 13 ความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแบบสอดซ้อนทางในแต่ละกรณีศึกษา

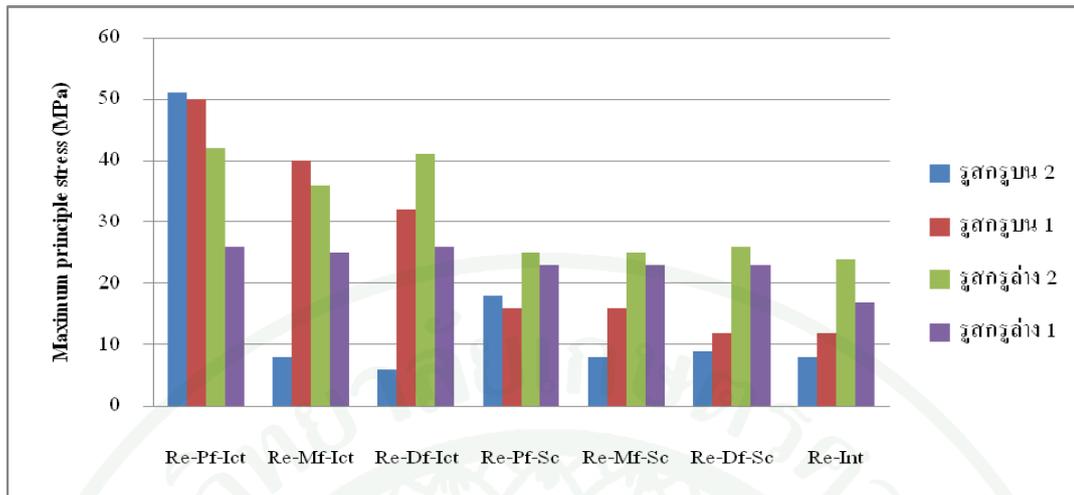
| กรณีศึกษา | ค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแต่ละตัว (MPa) | | | |
|---------------------|---|----------|------------|------------|
| | สกรูบน 2 | สกรูบน 1 | สกรูล่าง 2 | สกรูล่าง 1 |
| Re-Pf-Ict (10) | 476 | 579 | 198 | 95 |
| Re-Mf-Ict (13) | 231 | 393 | 196 | 150 |
| Re-Df-Ict (16) | 124 | 320 | 201 | 113 |
| Re-Pf-Sc (11) | 162 | 185 | 84 | 48 |
| Re-Mf-Sc (14) | 137 | 152 | 84 | 62 |
| Re-Df-Sc (17) | 107 | 110 | 89 | 60 |
| Re-Int (12, 15, 18) | 117 | 111 | 108 | 62 |



ภาพที่ 55 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดที่ตัวสกรูแบบสอดย้อนทาง

ตารางที่ 14 ความเค้นหลักสูงสุดที่กระดูกต้นขาแบบสอดย้อนทางในแต่ละกรณีศึกษา

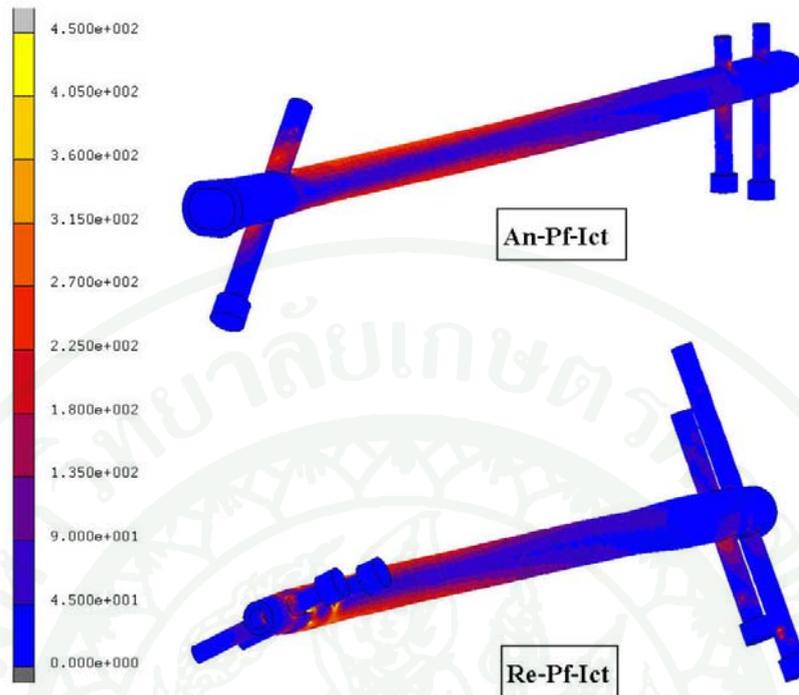
| กรณีศึกษา | ค่าความเค้นหลักสูงสุดในแต่ละตำแหน่งของกระดูกต้นขา (MPa) | | | |
|---------------------|---|-----------|--------------|--------------|
| | รูสกรุน 2 | รูสกรุน 1 | รูสกรูล่าง 2 | รูสกรูล่าง 1 |
| Re-Pf-Ict (10) | 51 | 50 | 42 | 26 |
| Re-Mf-Ict (13) | 8 | 40 | 36 | 25 |
| Re-Df-Ict (16) | 6 | 32 | 41 | 26 |
| Re-Pf-Sc (11) | 18 | 16 | 25 | 23 |
| Re-Mf-Sc (14) | 8 | 16 | 25 | 23 |
| Re-Df-Sc (17) | 9 | 12 | 26 | 23 |
| Re-Int (12, 15, 18) | 8 | 12 | 24 | 17 |



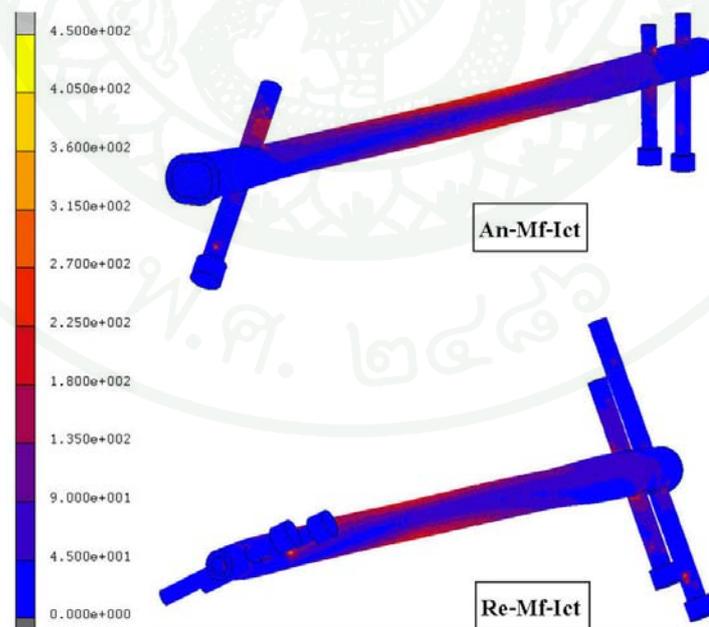
ภาพที่ 56 กราฟเปรียบเทียบค่าความเค้นหลักสูงสุดที่กระดุกต้นขาแบบสอดซ้อนทาง

1.3 การกระจายตัวของความเค้นจากการรับภาระแบบสถิตย์

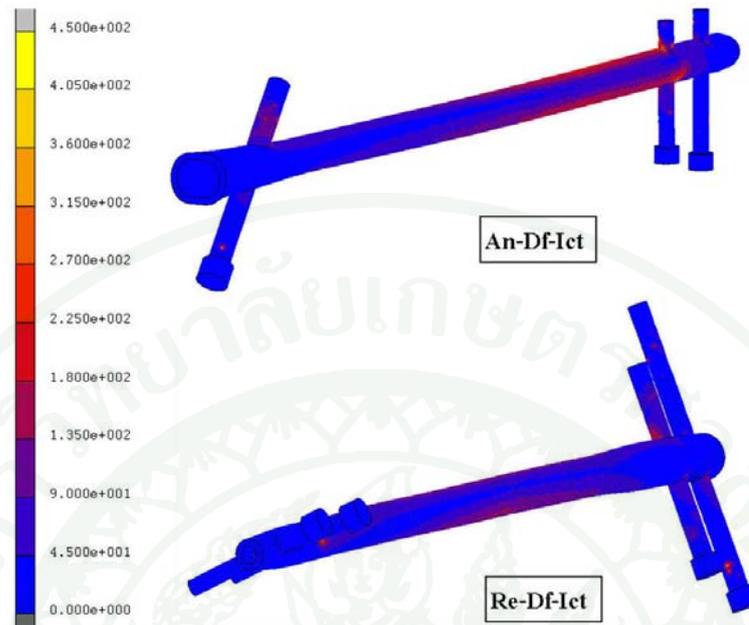
ในการวิเคราะห์การกระจายตัวของความเค้น (Stress distribution) จากการรับภาระแบบสถิตย์นั้นจะทำการพิจารณาเฉพาะในช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพันซึ่งเป็นระยะเริ่มต้นของกระบวนการซ่อมแซมกระดูกที่แตกหักเนื่องจากเป็นช่วงระยะเวลาที่ตัวแกนตามกระดูกและกระดูกต้นขารับภาระแบบสถิตย์มากที่สุดโดยผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในแต่ละกรณีศึกษานั้นดังแสดงในภาพที่ 57-62 ส่วนผลวิเคราะห์ในช่วงระยะเวลาอื่นๆแสดงในภาพผนวกที่ 1-8



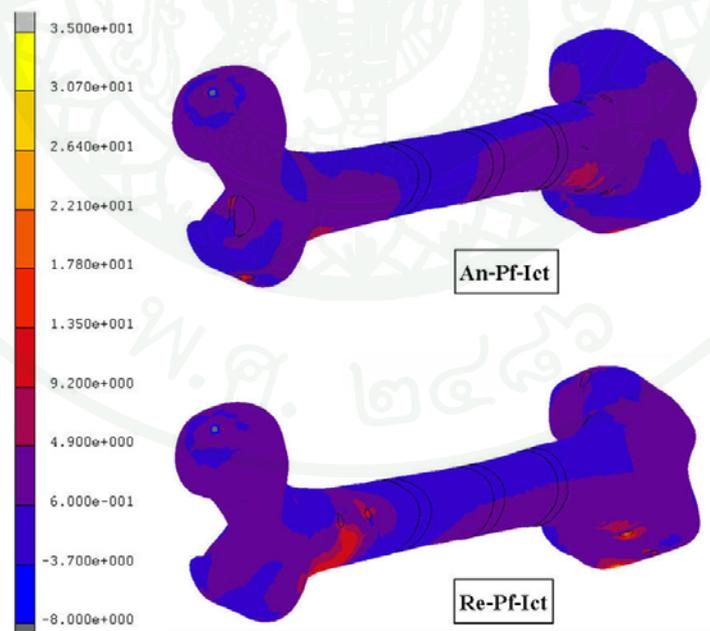
ภาพที่ 57 การกระจายตัวของความเค้นวอนมีสส์กรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะเนื้อเยื่อ
เกี่ยวพัน: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดคล้องย้อนทาง(ล่าง)



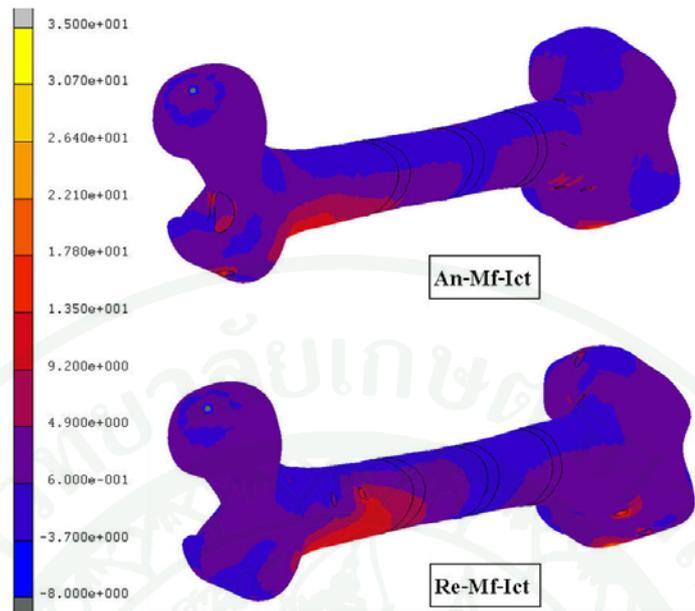
ภาพที่ 58 การกระจายตัวของความเค้นวอนมีสส์กรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะเนื้อเยื่อ
เกี่ยวพัน: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดคล้องย้อนทาง(ล่าง)



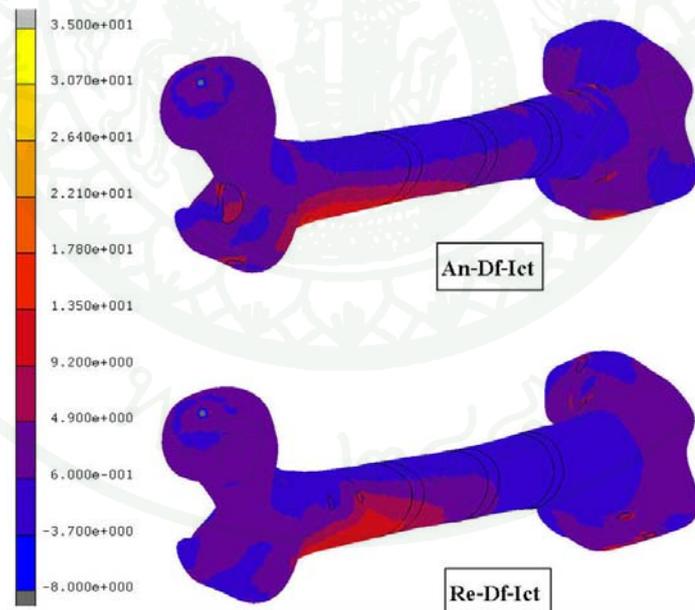
ภาพที่ 59 การกระจายตัวของความเค้นวอนมีสส์กรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แกนตามแบบสอดตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



ภาพที่ 60 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



ภาพที่ 61 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



ภาพที่ 62 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)

2. ความมั่นคงของรอยแตกหักบนกระดูกต้นขาในแต่ละช่วงเวลา

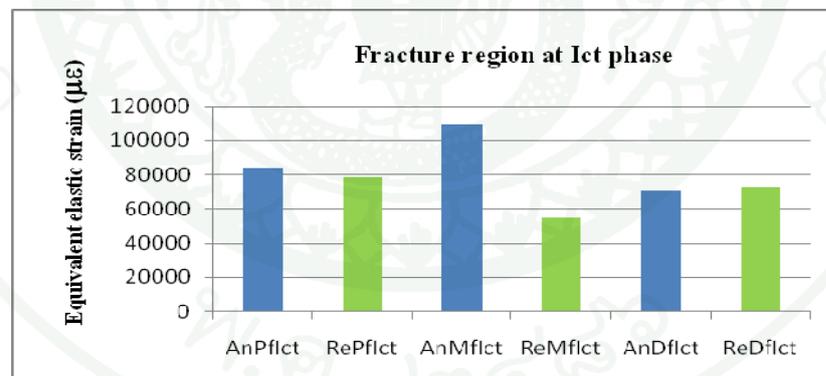
ความมั่นคงของรอยแตกหักบนกระดูกต้นขาจะใช้เป็นตัวชี้วัดผลกระทบต่อกระบวนการซ่อมแซมและรักษาตัวเองตามธรรมชาติของกระดูกที่แตกหักซึ่งในงานวิจัยนี้จะพิจารณาความมั่นคงของรอยแตกหักจากค่าความเครียดยืดหยุ่นเสมือนสูงสุด (Maximum equivalent elastic strain) ของชั้นกระดูกที่แตกหักมีหน่วยเป็นไมโครสเตรน ($\mu\epsilon$) ซึ่งมีความหมายว่าถ้ามีค่าความเครียด 1000 $\mu\epsilon$ จะมีระยะที่เปลี่ยนแปลง 0.1% เมื่อเทียบกับระยะความยาวเดิม โดยที่ความมั่นคงของรอยแตกหักจะมีค่าต่ำเมื่อความเครียดยืดหยุ่นเสมือนมีค่าสูง เนื่องจากมีอัตราส่วนการเคลื่อนที่ของรอยหักเทียบกับตำแหน่งปกติค่อนข้างมาก ดังนั้นการซ่อมแซมจึงเกิดขึ้นได้ช้ากว่า โดยผลลัพธ์ที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในแต่ละกรณีศึกษานั้นแสดงรายละเอียดดังตารางที่ 15-16 และภาพที่ 63-65 ส่วนผลวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงในภาพผนวกที่ 9-11

ตารางที่ 15 ความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักแบบสอดคล้องตามทางในแต่ละกรณีศึกษา

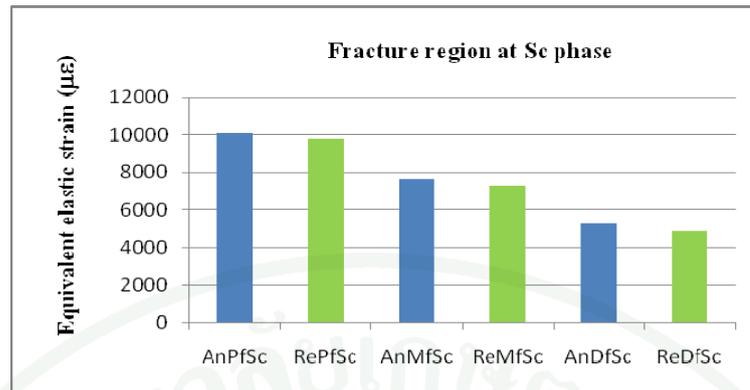
| กรณีศึกษา | ค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหัก ($\mu\epsilon$) |
|---------------|---|
| An-Pf-Ict (1) | 84128 |
| An-Mf-Ict (4) | 109107 |
| An-Df-Ict (7) | 70741 |
| An-Pf-Sc (2) | 10103 |
| An-Mf-Sc(5) | 7624 |
| An-Df-Sc (8) | 5287 |
| An-Pf-Int (3) | 828 |
| An-Mf-Int (6) | 730 |
| An-Df-Int (9) | 760 |

ตารางที่ 16 ความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักแบบสอดข้อนทางในแต่ละกรณีศึกษา

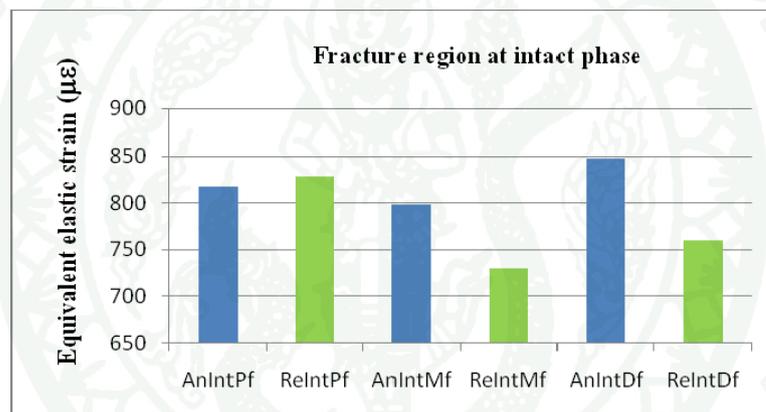
| กรณีศึกษา | ค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหัก (με) |
|----------------|--|
| Re-Pf-Ict (10) | 78685 |
| Re-Mf-Ict (13) | 54447 |
| Re-Df-Ict (16) | 72413 |
| Re-Pf-Sc (11) | 9756 |
| Re-Mf-Sc (14) | 7305 |
| Re-Df-Sc (17) | 4890 |
| Re-Pf-Int (12) | 817 |
| Re-Mf-Int (15) | 798 |
| Re-Df-Int (18) | 847 |



ภาพที่ 63 กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน



ภาพที่ 64 กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในช่วงกระดูกเนื้อเยื่ออ่อน แคลลัส



ภาพที่ 65 กราฟเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในกรณีกระดูกติดกัน เป็นปกติ

วิจารณ์

1. การวิเคราะห์ความเค้นจากการรับภาระแบบสถิตย์

การยึดตรึงด้วยแกนตามกระดูกเป็นวิธีการใช้แกนตามเพื่อยึดตรึงรอยหักโดยสอดแกนตามกระดูกผ่านเข้าไปภายในโพรงกระดูกของชิ้นกระดูกส่วนที่หักโดยมีวัตถุประสงค์ในการช่วยจัดแนวกระดูกและทำให้รอยหักเกิดความมั่นคงขึ้น อีกทั้งแกนตามกระดูกจะทำหน้าที่ผ่อนแรงบางส่วนที่ผ่านกระดูกตรงบริเวณรอยหักโดยเป็นตัวช่วยรับแรงภาระที่เกิดขึ้นในช่วงเริ่มต้นของการ

ซ่อมแซมรอยหักซึ่งระบบโครงสร้างภายหลังการยึดตรึงจะมีความมั่นคงสูง โดยที่ความแข็งแรงของแกนดามในการต้านทานต่อแรงดัดและแรงบิดหมุนนั้นจะขึ้นอยู่กับปัจจัยหลากหลายอย่าง โดยเฉพาะอย่างยิ่งรูปแบบและคุณลักษณะของตัวแกนดามกระดูก ระดับของการแตกหัก รวมทั้งระยะเวลาหลังเกิดกระดูกหักเป็นต้น ทั้งนี้การต้านทานต่อแรงดัดและแรงบิดหมุนของแกนดามจะส่งผลกระทบต่อระบบซ่อมแซมรอยหัก โดยแกนดามที่ดีจะทำให้กระดูกเกิดการติดกันด้วยลักษณะและตำแหน่งที่ใกล้เคียงกับสภาพเดิมก่อนการเกิดกระดูกหัก จากผลวิเคราะห์การรับภาระแบบสถิตย์ของแกนดามยึดตรึงกระดูกในแต่ละกรณีศึกษานั้นพบว่า ความเค้นสูงสุดจะเกิดบนแกนดามกระดูกที่ตำแหน่งต่างๆของกระดูกเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่เกิดแรงกระทำขึ้นระหว่างแกนดามและตัวกระดูกที่ถูกยึดติดกับกระดูกชิ้นหักบนและชิ้นหักล่าง อีกทั้งตรงบริเวณดังกล่าวนี้เป็นส่วนที่มีพื้นที่หน้าตัดน้อยที่สุดบนแกนดามเนื่องจากตัวแกนดามเองมีลักษณะเป็นท่อกลวงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 11 มม. แต่ต้องเจาะรูสำหรับใส่สกรูบนขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6.3 มม. และสกรูล่างขนาด 4.5 มม. สำหรับแกนดามแบบสอดตามทาง ส่วนแกนดามแบบสอดย้อนทางต้องเจาะรูสำหรับใส่สกรูบนขนาด 4.5 มม. และสกรูล่างขนาด 5.5 มม. ดังนั้นเมื่อมีแรงกระทำส่งผ่านกระดูกก่อนหักบนผ่านมาที่แกนดาม และถ่ายให้กระดูกก่อนหักล่างในขณะช่วงจังหวะที่กำลังก้าวเดินนั้นจึงทำให้ค่าความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณนี้ ในการวิเคราะห์ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นของตัวแปรต่างๆในแต่ละกรณีศึกษานั้นสามารถสรุปผลการวิเคราะห์ในแต่ละตัวแปรที่ทำการพิจารณาได้ดังนี้

1.1 ผลของรูปแบบของแกนดาม และระดับของกระดูกชิ้นส่วนที่แตกหัก

จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการใช้แกนดามกระดูกแบบสอดตามทางและแบบสอดย้อนทางเพื่อดามกระดูกต้นขาที่แตกหักบริเวณท่อนกลางในแต่ละระดับของส่วนหักนั้น พบว่ากรณีการหักช่วงล่าง (Df) จะมีค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุด (σ_{Mises}) เกิดบนแกนดามตรงบริเวณรูสกรูล่าง และกรณีการหักช่วงบน (Pf) จะมีค่า σ_{Mises} เกิดบริเวณรูสกรูบนในช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Ict) หรือระยะเริ่มต้นของการซ่อมแซมรอยหักซึ่งมีสาเหตุมาจากระยะทางระหว่างรอยหักไปจนถึงสกรูตัวล่างมีระยะใกล้เคียงกันมากที่สุด ในกรณีของ Df และในทางกลับกันในกรณีของ Pf ระยะทางระหว่างรอยหักไปจนถึงสกรูตัวบนมีระยะใกล้เคียงกันมากกว่ากรณีอื่นๆ ดังนั้นแกนดามกระดูกตรงบริเวณรูสกรูจะรับภาระโดยตรงเนื่องจากอยู่ใกล้กับตำแหน่งของรอยหักที่ขาดความมั่นคง ประกอบกับระยะสัมผัสระหว่างแกนดามกับ โพรงกระดูกที่จะเป็นตัวช่วยกระจายภาระแรงที่เกิดขึ้นในกรณีการหักทั้ง 2 แบบนั้น มีระยะทางลดลงเนื่องจากกระดูกก่อนหักบน และกระดูกก่อนหักล่างขาดเสถียรภาพความมั่นคง ดังนั้นเมื่อเกิดแรงกระทำขึ้นที่กระดูกต้นขาช่วงบน โดยที่จำกัด

การเคลื่อนที่บริเวณส่วนปลายของกระดูกต้นขาด้านล่าง จึงเป็นสาเหตุทำให้ตัวแกนคานากับกระดูกท่อนหักบนเคลื่อนที่ตามกันไปโดยมีตำแหน่งบริเวณรอยหักเป็นจุดหมุนซึ่งทำให้ตัวแกนคานารับแรงภาระโดยตรง ดังนั้นจึงมีค่า σ_{Mises} เกิดขึ้นสูงสุดในตำแหน่งที่รูสกรูใกล้กับรอยหักโดยพบว่าแกนคานาแบบสอดตามทางมีค่า σ_{Mises} เกิดขึ้นบนแกนคานาดำกว่าแกนคานาแบบสอดย้อนทางในกรณี Pf และในทางกลับกันกรณี Df นั้นแกนคานาแบบสอดย้อนทางมีค่า σ_{Mises} เกิดขึ้นต่ำกว่าแกนคานาแบบสอดตามทางซึ่งมีสาเหตุจากตำแหน่งของรูสกรูที่ใกล้กับรอยหักมีระยะทางที่แตกต่างกัน โดยในกรณี Pf แกนคานาแบบสอดย้อนทางจะมีตำแหน่งของรูสกรูบนใกล้กับรอยหักมากกว่า และในกรณี Df แกนคานาแบบสอดตามทางจะมีตำแหน่งของรูสกรูล่างใกล้กับรอยหักมากกว่า ประกอบกับในกรณี Pf ระบบแกนคานาแบบสอดตามทางซึ่งเป็นการสอดแกนคานาเข้าไปในโพรงกระดูกต้นขาจากทางด้านบน ดังนั้นตัวแกนคานาจึงทำหน้าที่ช่วยเสริมความแข็งแรงได้ดีในบริเวณช่วงบน และในทางกลับกันกรณี Df นั้นแกนคานาแบบสอดย้อนทางซึ่งเป็นการสอดแกนคานาเข้าไปในโพรงกระดูกต้นขาจากทางปลายด้านล่างจึงทำหน้าที่ช่วยเสริมความแข็งแรงได้ดีในบริเวณช่วงล่างของกระดูกต้นขา

ในกรณีของการหักช่วงกลาง (Mf) นั้นระบบแกนคานาแบบสอดตามทาง (An-Mf-Ict) มีค่า σ_{Mises} ที่เกิดขึ้นบนแกนคานาน้อยที่สุดเนื่องจากกรณีนี้แกนคานามีระยะสัมผัสกับโพรงกระดูกมากกว่ากรณีอื่นจึงทำให้มีการกระจายแรงออกไปตามจุดสัมผัสต่างๆที่เกิดขึ้น ดังนั้น σ_{Mises} บนแกนคานาจึงมีค่าลดลง สาเหตุที่ Mf มีระยะสัมผัสมากกว่ากรณีอื่นๆเนื่องจากบริเวณโพรงกระดูกตรงช่วงอิมพัลส์ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กสุดนั้นอยู่ที่ตำแหน่งบริเวณช่วงกลางก่อนมาทางด้านบนของกระดูกต้นขา ดังนั้นเมื่อมีแรงกระทำกับระบบจะทำให้กระดูกท่อนหักบนและตัวแกนคานาเกิดการเคลื่อนที่ไปด้วยกัน แต่เนื่องจากในบริเวณดังกล่าวนี้เป็นช่วงที่มีระยะแคบสุด ดังนั้นจึงมีระยะที่เกิดการสัมผัสกันของโพรงกระดูกกับแกนคานามากกว่าบริเวณช่วงอื่นๆ แต่ในระบบแกนคานาแบบสอดย้อนทาง (Re-Mf-Ict) กลับพบว่าค่า σ_{Mises} เกิดขึ้นที่รูสกรูด้านบนค่อนข้างสูงโดยมีค่า σ_{Mises} เท่ากับ 603 MPa ที่ตำแหน่งรูสกรูบนตัวที่ใกล้กับรอยหัก สาเหตุที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากกรณี Re-Mf-Ict นั้นตำแหน่งของรอยหักมีระยะห่างจากรูสกรูบนน้อยกว่ากรณี An-Mf-Ict โดยมีระยะห่างที่ต่างกันประมาณ 4 ซม. (แกนคานาแบบสอดย้อนทางมีระยะห่าง 11.05 ซม. และแกนคานาแบบสอดตามทางมีระยะห่าง 15.15 ซม.) จึงทำให้สกรูบนตัวแรกที่ถัดจากรอยหักขึ้นมาทางด้านบนรับภาระมากขึ้นเนื่องจากอยู่ใกล้กับตำแหน่งของรอยหักที่มากกว่า

จากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นอกจากจะเกิดความเค้นหนาแน่นที่บริเวณรูสกรูบนและรูสกรูล่างของแกนดามกระดูกแล้ว ยังมีการกระจายตัวของความเค้นหนาแน่นเกิดขึ้นบริเวณตำแหน่งรอยหักในแต่ละระดับของส่วนหักเนื่องจากบริเวณรอยหักจะขาดเสถียรภาพความมั่นคงของกระดูกดังนั้นแกนดามบริเวณรอยหักจะทำหน้าที่รับแรงคดและแรงบิดหมุนที่เกิดขึ้นแทน เนื่องจากค่า σ_{Mises} ที่เกิดขึ้นบนแกนดามบริเวณรอยหักนั้นมีค่าน้อยกว่าบริเวณรูสกรูดังนั้นจึงทำการพิจารณาเฉพาะในตำแหน่งรูสกรูซึ่งเป็นจุดที่จะเกิดการวิบัติเนื่องจากความล้าของวัสดุมากกว่า ในงานวิจัยนี้เป็นการใช้แรงกระทำที่เกิดขึ้นจากกล้ามเนื้อแบบอย่างง่ายโดยจะมีกล้ามเนื้อเฉพาะที่เป็นมัดสำคัญๆเท่านั้น ดังนั้นค่าโมเมนต์คดและบิดหมุนรวมทั้งค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบนกระดูกจะมีค่ามากกว่าในความเป็นจริง ซึ่งค่าโมเมนต์คดและบิดหมุนรวมทั้งค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบนกระดูกจะมีค่าลดลงเมื่อมีแรงกระทำของกล้ามเนื้อมัดอื่น ๆ มากระทำเพิ่มมากขึ้น (Duda *et al.*, 1997, 1998) โดยจะส่งผลให้แกนดามกระดูกรับภาระแบบสถิตย์ลดลง ซึ่งจะทำให้โอกาสเกิดความวิบัติเนื่องจากการใช้งานของแกนดามกระดูกโดยเฉพาะอย่างยิ่งความวิบัติเนื่องจากความล้าของวัสดุลดลงตามด้วยเช่นกัน

1.2 ผลของช่วงเวลาหลังจากใส่แกนดามกระดูก

ค่าความเค้นบนแกนดามจะลดลงเมื่อระยะเวลาหลังเกิดกระดูกหักเพิ่มมากขึ้นซึ่งมีสาเหตุมาจากเกิดการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายภาพของกระดูกตรงรอยหัก โดยเริ่มมีเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัสที่เกิดเพิ่มมากขึ้นและมีความแข็งที่เพิ่มขึ้นตามลำดับนั่นเอง ดังนั้นกระดูกต้นขาจึงสามารถร่วมรับแรงภาระที่เกิดขึ้นได้บางส่วนซึ่งส่งผลทำให้ตัวแกนดามกระดูกรับภาระลดลงจึงเป็นสาเหตุให้ค่าความเค้นบนแกนดามลดลงตาม และเมื่อระยะเวลาผ่านไปจนกระทั่งกระดูกติดกันสนิทแล้วค่าความเค้นที่เกิดขึ้นก็จะมีค่าคงตัวอยู่ในช่วงค่าความเค้นที่ต่ำกว่า 200 MPa ซึ่งมีสาเหตุจากการรับแรงกระทำร่วมกัน (Load sharing) ระหว่างกระดูกต้นขา กับตัวแกนดามกระดูก

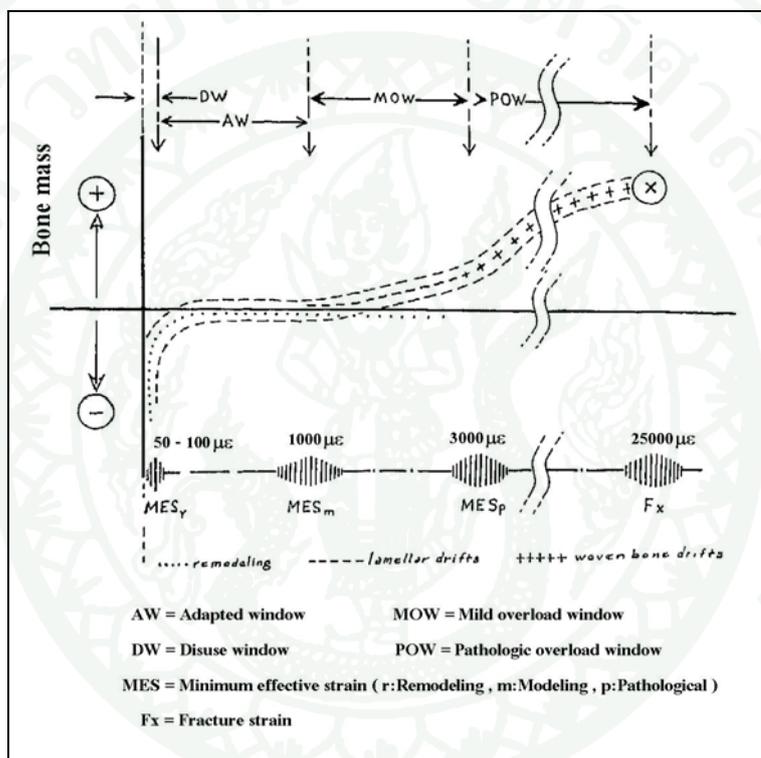
เนื่องจากในงานวิจัยนี้เป็นรอยหักที่มีลักษณะไม่มั่นคง (Unstable fracture) ดังนั้นตัวแกนดามจะทำหน้าที่รับแรงที่เกิดขึ้นทั้งหมดแทนกระดูกในช่วงเริ่มต้นของการซ่อมแซมกระดูกที่แตกหักซึ่งจากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่าในช่วงระยะ Ict ซึ่งเป็นช่วงเริ่มต้นของการซ่อมแซมรักษากระดูกที่แตกหักนั้นมีค่า σ_{Mises} เกิดบนแกนดามกระดูกค่อนข้างสูงในกรณีศึกษา An-Df-Ict Re-Pf-Ict และ Re-Mf-Ict โดยมีค่า σ_{Mises} เกิดขึ้นบนแกนดามสูงถึง 691 MPa 783 MPa และ 603 MPa ตามลำดับ แต่ยังมีค่าไม่เกินความเค้นจุดคราก (Yield strength) ของวัสดุ

แตนเลสชนิด 316L SS 35% CW ที่ใช้ในการผลิตวัสดุฝังในทางการแพทย์ซึ่งมีค่าความเค้นจุดครากที่ 793-945 MPa (Carpenter, 2005) แต่เพื่อหลีกเลี่ยงความวิบัติเนื่องจากความล้าของวัสดุจากการใช้งานจริงของแกนคานกระดูก ดังนั้นในช่วง Ict จนถึงระยะเวลาที่รอยหักเริ่มมีคุณสมบัติของเนื้อเยื่อกระดูกแคลลัสที่มีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ หรือระยะเวลาหลังเกิดกระดูกหักประมาณ 1-4 สัปดาห์ จึงควรแนะนำให้ผู้ป่วยหลีกเลี่ยงการให้กระดูกต้นขารับแรงภาระโดยตรงชั่วคราวโดยให้ผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ในการช่วยพยุง ประคองและค้ำยันร่างกาย เช่น ไม้ค้ำยัน (Crutch) และวอล์คเกอร์ (Walker) เป็นต้น หรือใช้วิธีการเข้าเฝือกชั่วคราวระหว่างช่วงเวลาดังกล่าว (Buchholz, 1987) เพื่อลดภาระแรงกระทำที่เกิดขึ้นที่ตัวแกนคานกระดูกซึ่งในช่วงเวลานี้แกนคานจะทำหน้าที่ช่วยรับแรงภาระร่วมทำให้มีแรงทอดผ่านรอยหักเป็นระยะๆ ซึ่งจะช่วยให้การซ่อมแซมรอยหักเกิดขึ้นได้เองตามธรรมชาติ ทั้งนี้ในการที่จะให้ผู้ป่วยสามารถใช้ขาข้างที่หักรับแรงภาระได้โดยตรงโดยไม่ใช้อุปกรณ์ช่วยนั้นจะต้องทำการเอกซเรย์กระดูกช่วงบริเวณรอยหักว่ากระดูกนั้นซ่อมแซมรักษาติดกันอยู่ในเกณฑ์ที่ดีหรือไม่ ซึ่งโดยปกติทั่วไปแพทย์จะให้ผู้ป่วยลงน้ำหนักขาข้างที่หักได้หลังจากผ่านช่วงระยะเวลาประมาณ 3 เดือนเป็นต้นไป

2. การวิเคราะห์ความมั่นคงของรอยแตกหักบนกระดูกต้นขาในแต่ละช่วงเวลา

จากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า ในช่วงเริ่มต้นของการซ่อมแซมกระดูกที่แตกหักหรือช่วง Ict นั้นจะมีค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักสูงที่สุด เนื่องมาจากบริเวณรอยหักขาดเสถียรภาพความมั่นคงอย่างมากโดยจะมีระยะเคลื่อนตัวตามแนวแรงค่อนข้างมากแต่พบว่าค่าความเครียดจะลดลงเมื่อระยะเวลาหลังเกิดกระดูกหักเพิ่มมากขึ้นจนกระทั่งเมื่อกระดูกติดกันสนิทเป็นปกติแล้วก็จะมีค่าความเครียดที่คงตัว ทั้งนี้สาเหตุของค่าความเครียดที่ลดลงมาเกิดจากการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายภาพของกระดูกตรงบริเวณรอยหักโดยมีเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัสที่เกิดเพิ่มมากขึ้นและมีความแข็งแรงเพิ่มขึ้นตามลำดับนั่นเอง โดยค่าความเครียดที่เหมาะสมในการซ่อมแซมกระดูกส่วนที่แตกหักในช่วงเริ่มต้นนั้นจะมีค่าความเครียดที่อยู่ในช่วงประมาณ 25,000-30,000 μE (Goodship and Kenwright.1985, Frost.1997) ซึ่งค่าความเครียดดังกล่าวเป็นค่าความเครียดที่เหมาะสมในการสร้างและซ่อมแซมเนื้อกระดูกตามธรรมชาติดังภาพที่ 66 แต่จากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่าบริเวณรอยหักในช่วงเริ่มต้นนั้นมีค่าความเครียดสูงเกินค่าที่เหมาะสมโดยแกนคานแบบสอดตามทางมีค่าอยู่ในช่วงประมาณ 70,700-109,200 μE และแกนคานแบบสอดย้อนทางมีค่าอยู่ในช่วงประมาณ 54,400-78,700 μE ดังนั้นในระยะช่วงเริ่มต้นจึงควรหลีกเลี่ยงการให้กระดูกต้นขารับแรงภาระโดยตรงชั่วคราวเพื่อให้

ความเครียดเกิดขึ้นต่ำลงโดยการให้ผู้ป่วยใช้อุปกรณ์ในการช่วยพยุงตัวชั่วคราวและหลังจากถึงระยะเวลาที่รอยหักเริ่มมีคุณสมบัติเป็นเนื้อกระดูกแคลลัสที่มีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆตามลำดับ จนกระทั่งกระดูกติดกันอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสมดีแล้วจึงสามารถให้ผู้ป่วยลงน้ำหนักขาข้างที่ยึดตรึงกระดูกได้โดยตรงโดยไม่ต้องใช้อุปกรณ์ช่วยประคอง ซึ่งเกณฑ์ในการพิจารณาความเหมาะสมของการติดกันของกระดูกนั้นแพทย์จะทำการพิจารณาจากการตรวจสอบรอยหักด้วยวิธีการถ่ายภาพเอกซเรย์กระดูกตรงช่วงบริเวณรอยหัก



ภาพที่ 66 กราฟแสดงลักษณะของการสร้างและซ่อมแซมเนื้อเยื่อกระดูกในแต่ละช่วงค่าความเครียด

ที่มา: Frost (1997)

จากผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า ในการใช้แกนคานแบบสอดย่อนทางนั้นมีค่าความเครียดที่ต่ำกว่าการใช้แกนคานแบบสอดตามทาง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วงเริ่มต้นของการซ่อมแซมรอยหัก ทั้งนี้มีสาเหตุมาจากแกนคานแบบสอดย่อนทางที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีความหนาของตัวแกนคานมากกว่าแกนคานแบบสอดตามทาง โดยที่แกนคานแบบสอดย่อนทางมี

ความหนา 3 มม. ส่วนแกนดามแบบสอดตามทางนั้นมีความหนา 1.5 มม. ดังนั้นจึงทำให้แกนดามกระดูกแบบสอดย้อนทางมีความแข็งตึง (Stiffness) ที่สูงกว่าแกนดามแบบสอดตามทางเป็นผลให้มีความเครียดเกิดขึ้นที่บริเวณรอยหักมีค่าน้อยกว่า ดังนั้นแกนดามแบบสอดย้อนทางจึงสามารถรักษาสภาพความมั่นคงของรอยหักได้ดีกว่าในระยะเริ่มต้นของการซ่อมแซม



สรุปและข้อเสนอแนะ

สรุป

1. ความแข็งแรงของแกนดามกระดูกสำหรับการแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

จากผลการวิจัยพบว่าในการใช้แกนดามกระดูกแบบสอดตามทาง และแบบสอดย้อนทาง เพื่อตามกระดูกต้นขาที่แตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลางในแต่ละระดับของส่วนแตกหักนั้น กรณีการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณช่วงบน แกนดามกระดูกแบบสอดตามทางจะมีความเหมาะสมในการใช้รักษากระดูกที่แตกหักดีกว่าแกนดามแบบสอดย้อนทาง เนื่องจากมีค่าความเค้นที่เกิดบนแกนดามน้อยกว่า และในทางกลับกันกรณีการแตกหักของกระดูกต้นขาบริเวณช่วงล่าง แกนดามแบบสอดย้อนทางจะมีความเหมาะสมในการใช้รักษาดีกว่าแกนดามแบบสอดตามทาง ส่วนในกรณีที่เกิดการแตกหักบริเวณช่วงกลางนั้นพบว่าแกนดามแบบสอดตามทางจะมีความเหมาะสมมากกว่าแกนดามแบบสอดย้อนทางเนื่องจากมีค่าความเค้นที่เกิดบนแกนดามน้อยกว่าเช่นกัน ทั้งนี้ในการพิจารณาวิธีการรักษานั้นยังต้องขึ้นอยู่กับปัจจัยทางกายภาพอื่นๆของผู้ป่วยร่วมด้วย เช่น ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการแตกหักที่บริเวณส่วนคอของกระดูกต้นขา ร่วมกับการหักบริเวณท่อนกลาง (Ipsilateral fractures of the femoral neck and shaft) จะไม่สามารถใช้แกนดามกระดูกแบบสอดลงตามทางได้ หรือในกรณีที่ผู้ป่วยใส่ข้อเข่าเทียมอยู่แล้วนั้นก็ไม่สามารถที่จะใช้แกนดามแบบสอดย้อนทางได้เป็นต้น

2. ความมั่นคงบริเวณรอยหักจากการใช้แกนดามกระดูกสำหรับการแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อนกลาง

จากผลการวิจัยพบว่า ความมั่นคงของรอยหักโดยทำการพิจารณาจากค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักของการใช้แกนดามแบบสอดย้อนทางนั้น มีค่าความมั่นคงของรอยหักมากกว่าแกนดามแบบสอดตามทาง โดยเฉพาะในช่วงระยะเริ่มต้นของการซ่อมแซมรอยหักแต่เมื่อระยะเวลาผ่านไปกลับพบว่าค่าความเครียดที่เกิดขึ้นนั้นมีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญมากนัก เนื่องจากเกิดการรับภาระร่วมกันระหว่างแกนดามกระดูกกับกระดูกต้นขาขึ้นดังนั้นในการเลือกรูปแบบของแกนดามกระดูกในการรักษาการแตกหักแบบละเอียดของกระดูกต้นขาช่วงบริเวณท่อน

กลา่งนั้นจึงสามารถทำการพิจารณาเฉพาะค่าความแข็งแรงของแกนคามยัดตริงกระดูกต้นขาเป็นประเด็นหลักได้

ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยต่อไปนั้นควรทำการทดลองทางชีวกลศาสตร์จริงโดยทำการออกแบบการทดลองทางกลศาสตร์ด้วยเงื่อนไขต่างๆที่มีสภาพใกล้เคียงกันเพื่อนำผลการทดลองมาทำการเปรียบเทียบกับผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งจะได้ผลลัพธ์ที่เที่ยงตรงมากยิ่งขึ้น และในการทำแบบจำลองของกระดูกต้นขาบริเวณรอยหักนั้นควรสร้างแบบจำลองให้มีลักษณะโครงสร้างทางกายภาพให้ใกล้เคียงกับการสร้างกระดูกแคลล์สจริงๆตามธรรมชาติ ซึ่งลักษณะของกระดูกแคลล์สจริงตามธรรมชาตินั้นจะมีลักษณะที่เป็นส่วนโค้งของวงกลมโดยจะปกคลุมโดยรอบบริเวณรอยหัก

เอกสารและสิ่งอ้างอิง

บรรจง มไหสวริยะ. 2542. การยึดตรึงกระดูกหักด้วยแกนตามกระดูก. โรงพิมพ์เรือนแก้ว
การพิมพ์, กรุงเทพฯ.

Agur, A.M.R. 1943. **Grant's atlas of anatomy**. Williams & Wilkins., Maryland.

AOEA, 2007. **Discussion Plates, Screws, and Instruments**. Available Source:
<http://www.aoea.org>, May 16, 2009.

Behrens, B.A., I. Nolte, P. Wefstaedt, C. Stukenborg-Colsman and A. Bougoucha. 2009.
Numerical investigations on the strain-adaptive bone remodeling in the periprosthetic
femur: Influence of the boundary conditions. **Biomedical Engineering Online**
8(7): 1-9.

Bergmann, G., G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss and G.N.
Duda. 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. **Journal of**
Biomechanics 34: 859-871.

Black, J. and G. Hastings. 1998. **Handbook of biomaterial properties**. Chapman & Hall.,
London.

BoneFixator.com, 2007. **Long Bone Fractures and Healing**. Available Source:
http://www.bonefixator.com/bone_fracture/fractures_and_healing_1.html, February 13,
2008.

Braten, M., T. Terjesen., and I. Rossvoll. 1995. Femoral shaft fractures treated by intramedullary
nailing. A follow-up study focusing on problems related to the method. **Injury** 26(6):
379-383.

Browner, B. 1998. **Skeletal trauma : Fractures, Dislocations, Ligamentous injuries**. W.B. Saunders Company., Montreal.

Buchold, R.W., S.E. Ross, and K.L. Lawrence. 1987. Fatigue fracture of the interlocking nail in treatment of fractures of the distal part of femoral shaft. **Journal of Bone & Joint Surgery** 69-A (9): 1391-1399.

Carpenter Technology Corporation. 2005. **BioDur 316LS Strainless**. Available Source: <http://cartech.ides.com/datasheet>, May 17, 2010.

Chapman, M., and M. Madison. 1993. **Operative Orthopaedics**. J.B. Lippincott Company., Philadelphia.

Cheung, G., P. Zalzal, M. Bhandari, J.K. Spelt and M. Papini. 2004. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. **Medical Engineering & Physics** 26: 93-108.

Claes, L.E. and C.A. Heigele. 1999. Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. **Journal of Biomechanics** 32: 255-266.

Deep Soft, Inc. 2006. **FEA element types**. Available Source: http://fea-cae-engineering.com/FEA-CAE-Engineering/element_types.htm, May 16, 2009.

Duda, G.N., E. Schneider and E.Y.S. Chao. 1997. Internal forces and moment in the femur during walking. **Journal of Biomechanics** 30(9): 933-941.

Duda, G.N., F. Mandruzzato, M. Heller, Goldhahn, J., Moser, R., Hehli, M., Claes, L. and Hass, P.N. 2001. Mechanical boundary conditions of fracture healing: borderline indications in the treatment of undreamed tibial nailing. **Journal of Biomechanics**: 639-650.

- Duda, G.N., M. Heller, J. Albinger, O. Schulz, E. Schneider and L. Claes. 1998. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. **Journal of Biomechanics** 31: 841-846.
- Frost, H.M. 1997. Defining osteopenias and osteoporoses: Another view (with insights from a new paradigm). **Bone** 20(5): 385-391.
- Goodship, A.E. and J. Kenwright. 1985. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. **Journal of Bone & Joint Surgery** 67-B (4): 650-655.
- Gustilo, R., 1990. **The Classification Manual**. St. Louis, Mosby-Year Book.
- Heller, M.O., G. Bergmann, Kassi, J.P., L. Claes, N.P. Haas, and G.N. Duda. 2004. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. **Journal of Biomechanics**: 1155-1163.
- Koval, J., D.A. Sala, F.J. Kummer, and J.D. Zuckerman. 1998. Postoperative weight-bearing after a fracture of the femoral neck or an intertrochanteric fracture. **Journal of Bone & Joint Surgery** 80-A (3): 352-356.
- Mahaisavariya, B., K. Sitthiseripratip and J. Suwanprateeb. 2006. Finite element study of the proximal femur with retained trochanteric gamma nail and after removal of nail. **Injury** 37: 778-785.
- Mahaisavariya, B., Sitthiseripratip, K., Tongdee, T., Bohez, L.J.E., Sloten, V.J. and Olis, P. 2002. Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering. **Journal of Medical Engineering & Physics**: 617-622.

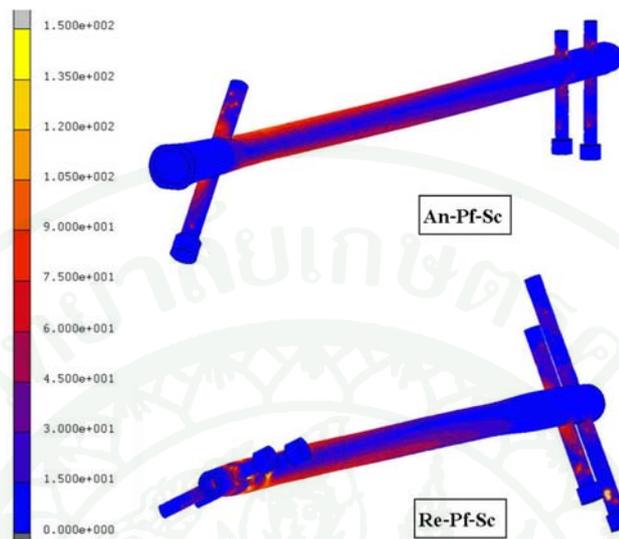
- Mahaisavariya, B., K. Sitthiseripratip, P. Oris, E. Chaichanasiri and J. Suwanprateeb. 2004. Fit-and-Fill Analysis of Trochanteric Gamma Nail for the Thai Proximal Femur: A Virtual Simulation Study. **Journal of The Medical Association of Thailand** 87(11): 1315-20
- Morlock, M., E. Schneider, A. Bluhm, M. Vollmer, G. Bergmann, V. Muller and M. Honl. 2001. Duration and frequency of every day activities in total hip patients. **Journal of Biomechanics** 34: 873-881.
- Ostrum, R.F., A. Agarwal, R. Lakatos and A. Poka. 2000. Prospective Comparison of Retrograde and Antegrade Femoral Intramedullary Nailing. **Journal of Orthopaedic Trauma** 14(7): 496-501.
- OTA. 1996. Femoral fracture pattern. **Journal of Orthopaedic Trauma** 10: 31-45.
- Papadokostakis, G., C. Papakostidis, R. Dimitriou and P.V. Giannoudis. 2004. The Role and efficacy of retrograding nailing for the treatment of diaphyseal and distal femoral fractures: a systematic review of the literature. **Injury** 36: 813-822.
- Peng, L., J. Bai, X. Zeng and Y. Zhou. 2006. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. **Medical Engineering & Physics** 28: 227-233
- Perez, A., Mahar, A., Negus, C., Newton, P. and Impelluso, T. 2007. A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures. **Medical Engineering & Physics**: 1-6.
- Pike, S. and J.V. Diepenbos. 2002. **Orthopedic bone plate**. Available Source: <http://www.freepatentsonline.com>, Dec 16, 2009.

- Ramos, A. and J.A. Simoes. 2006. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modeling of the proximal femur. **Medical Engineering & Physics** 28: 916-924.
- Seeman, E., and P.D. Delmas. 2006. Bone Quality – The material and Structural Basis of Bone Strength and Fragility. **The New England Journal of Medicine** 354: 2250-61.
- Speirs, A.D., M.O. Heller, G.N. Duda and W.R. Taylor. 2007. Physiologically based boundary conditions in finite element modeling. **Journal of Biomechanics** 40: 2318-2323.
- Stephenson, P. and B.B. Seedhom. 2001. Modelling femoral curvature in the sagittal plane: a cadaveric study. **Proceeding of the Institution of Mechanical Engineers** 215: 221-228.
- Stryker. 2005. **Grosse & Kempf: Locking Nail System**. Stryker Trauma GmbH., Schonkirchen.
- Taylor, M.E., K.E. Tanner, M.A.R. Freeman and A.L. Yettram. 1996. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?. **Medical Engineering & Physics** 18(2): 122-131.
- Wei, H.W., S.S. Sun, S.H.E. Jao, C.R. Yeh and C.K. Cheng. 2005. The influence of mechanical properties of subchondral plate, femoral head and neck on dynamic stress distribution of the articular cartilage. **Medical Engineering & Physics** 27: 295-304.
- Zimmer. 2005. **M/DN Femoral Retrograde Intramedullary Fixation Surgical Technique**. Zimmer Inc., USA.

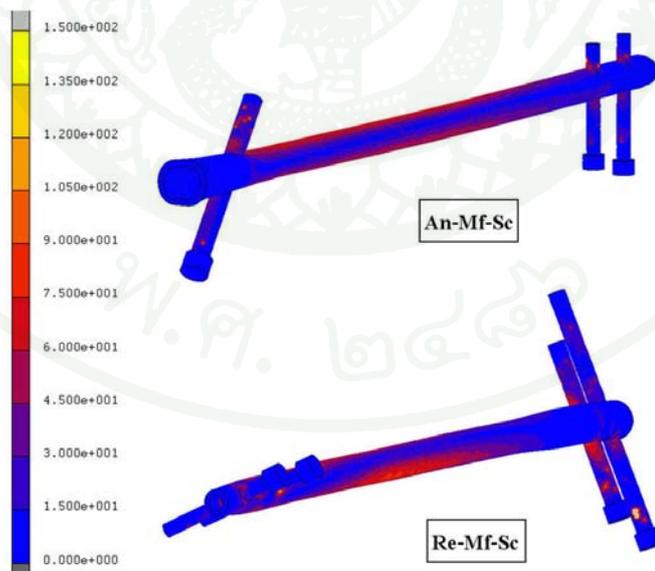


ภาคผนวก

ผลการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



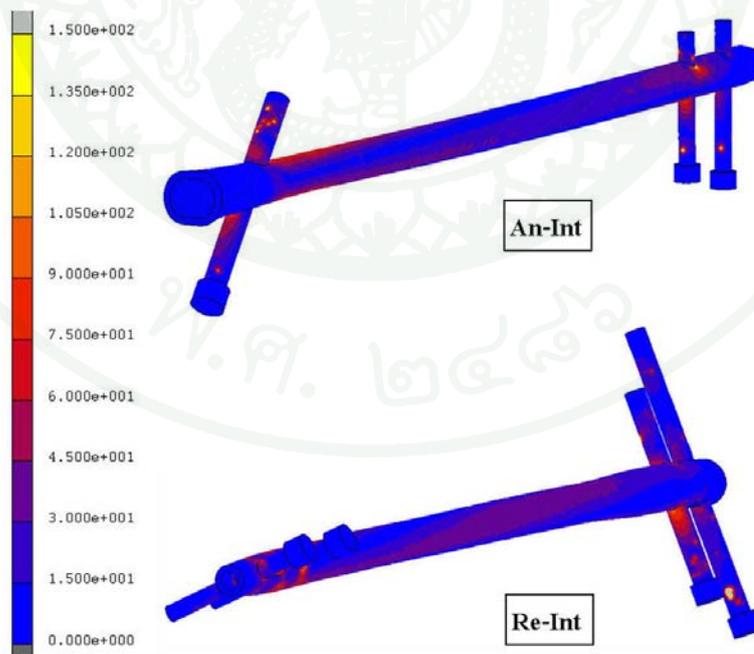
ภาพผนวกที่ 1 การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสส์กรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะกระตุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แกนตามแบบสอดตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



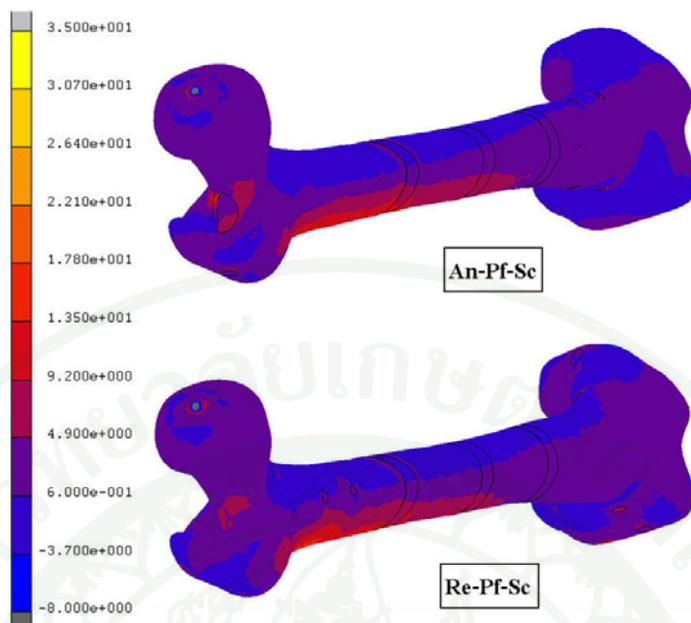
ภาพผนวกที่ 2 การกระจายตัวของความเค้นวอนมิสส์กรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะกระตุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แกนตามแบบสอดตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



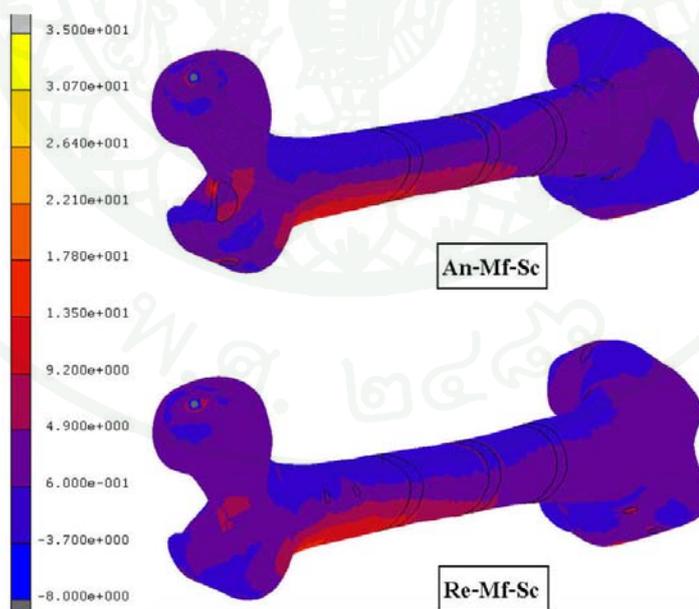
ภาพผนวกที่ 3 การกระจายตัวของความเค้นวอนมีสส์กรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะกระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดคล้องย้อนทาง(ล่าง)



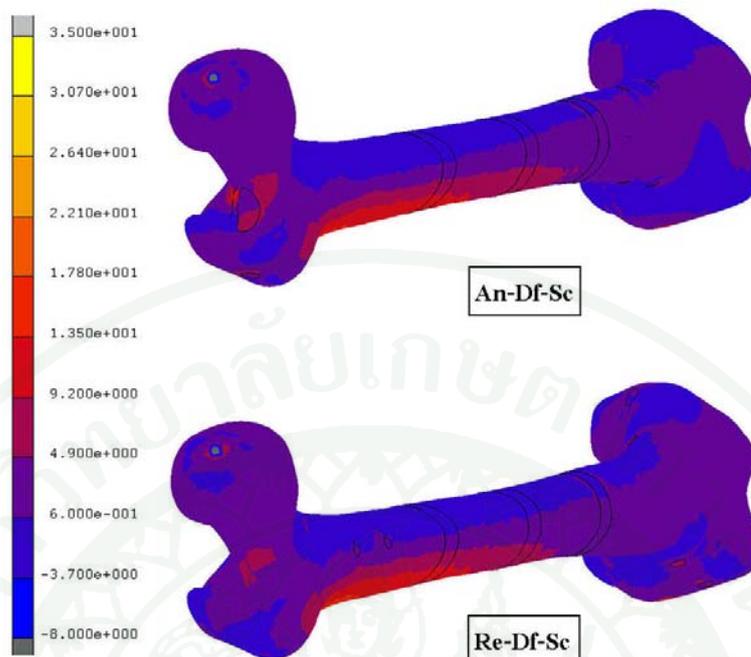
ภาพผนวกที่ 4 การกระจายตัวของความเค้นวอนมีสส์กรณีกระดูกติดกันเป็นปกติ: แกนตามแบบสอดคล้องตามทาง(บน) และแกนตามแบบสอดคล้องย้อนทาง(ล่าง)



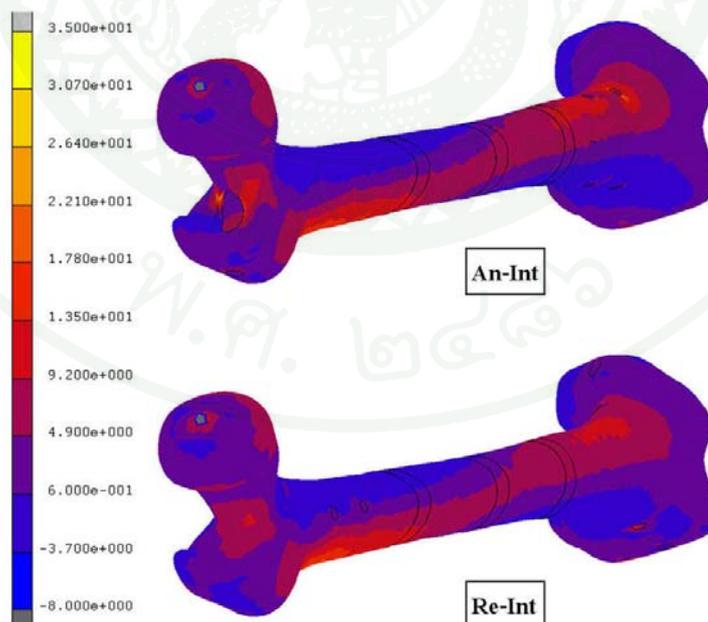
ภาพผนวกที่ 5 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงบนในช่วงระยะกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง (ล่าง)



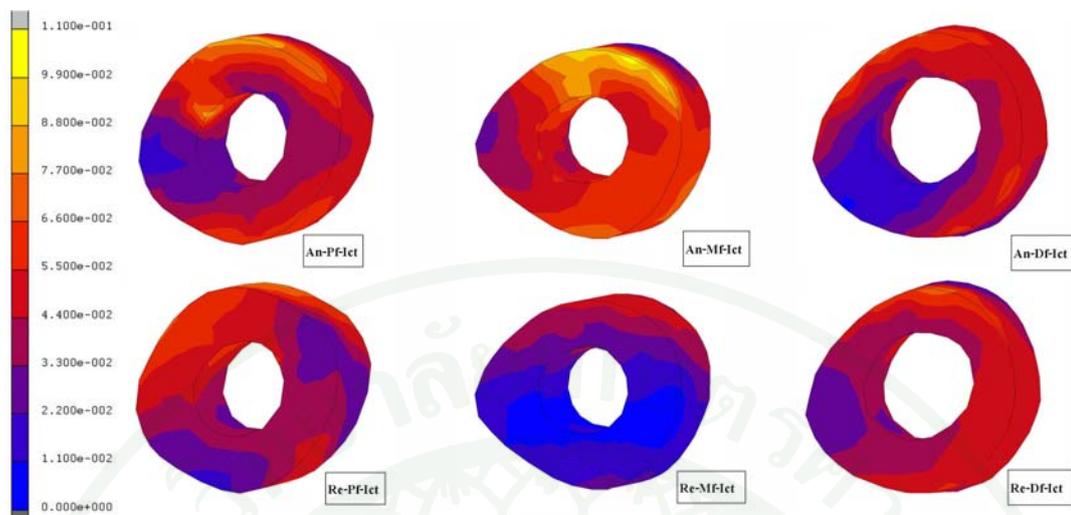
ภาพผนวกที่ 6 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงกลางในช่วงระยะกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง (ล่าง)



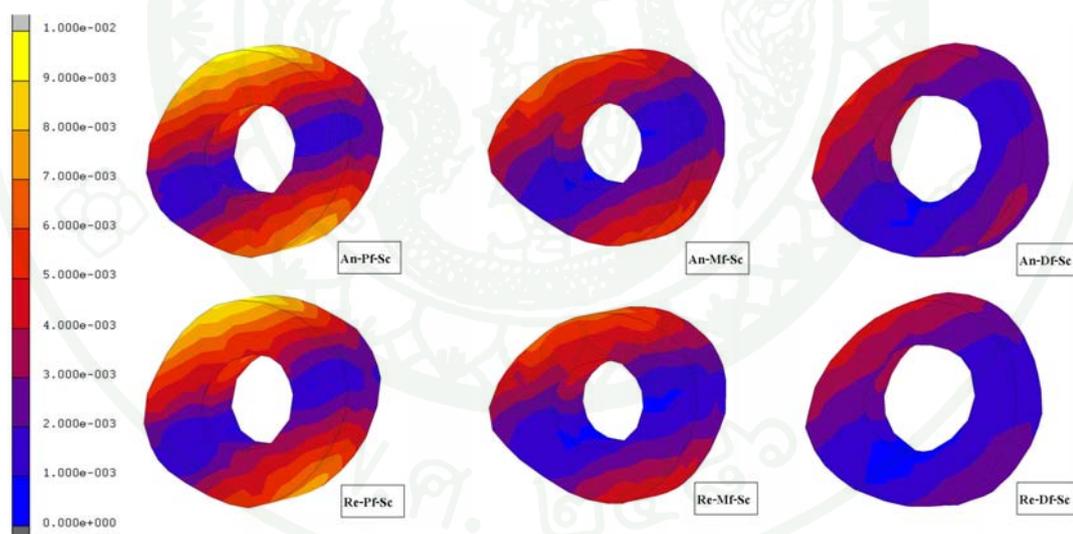
ภาพผนวกที่ 7 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีการแตกหักช่วงล่างในช่วงระยะกระดูกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



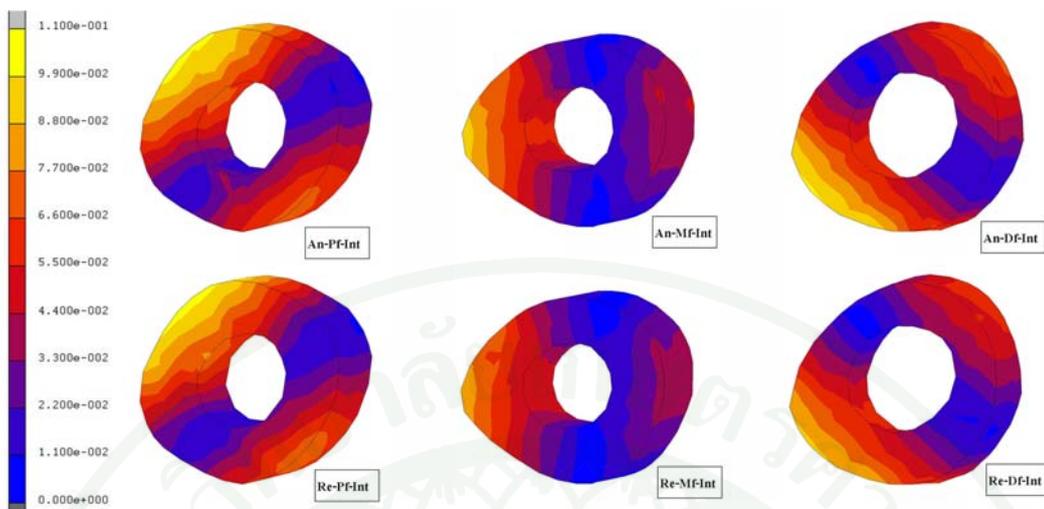
ภาพผนวกที่ 8 การกระจายตัวของความเค้นหลักบนกระดูกต้นขากรณีกระดูกติดกันเป็นปกติ: แบบสอดตามทาง(บน) และแบบสอดย้อนทาง(ล่าง)



ภาพผนวกที่ 9 การกระจายตัวของค่าความเค้นสูงสุดของกระดุกที่แตกหักในช่วงเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน



ภาพผนวกที่ 10 การกระจายตัวของค่าความเค้นสูงสุดของกระดุกที่แตกหักในกรณีในช่วงระยะกระดุกเนื้อเยื่ออ่อนแคลลัส



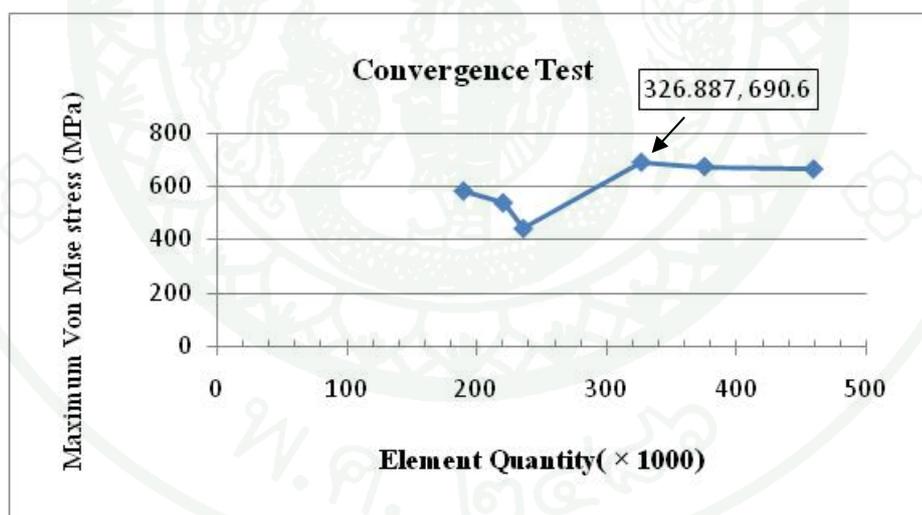
ภาพผนวกที่ 11 การกระจายตัวของค่าความเครียดสูงสุดของกระดูกที่แตกหักในกรณีช่วงกระดูกติดกันเป็นปกติ

การหาจำนวนเอลิเมนต์ย่อยที่เหมาะสมในการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การแบ่งเอลิเมนต์ย่อยในแบบจำลองของชิ้นงานแต่ละชิ้นเพื่อให้ได้จำนวนเอลิเมนต์ย่อยที่เหมาะสมนั้น ต้องมีการตรวจสอบผลลัพธ์ที่ได้จากการคำนวณว่าผลที่ได้มีการลู่เข้าหาคำตอบหรือไม่ ซึ่งวิธีการในการหาจำนวนเอลิเมนต์ย่อยที่เหมาะสมนั้นจะใช้วิธีการเปรียบเทียบจำนวนเอลิเมนต์ย่อยทั้งหมดในแต่ละแบบจำลองกับผลของการคำนวณที่ได้จากระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งในงานวิจัยนี้เลือกเอาแบบจำลองที่เป็นเอลิเมนต์ย่อยของระบบแกนคานแบบสอดลงตามทางมาทำการตรวจสอบดังแสดงรายละเอียดในตารางผนวกที่ 1 และภาพผนวกที่ 8 โดยจำนวนเอลิเมนต์ย่อยที่เหมาะสมนั้นมีจำนวนโหนดทั้งหมด 79,079 โหนด และเอลิเมนต์ทั้งหมด 326,887 เอลิเมนต์ ส่วนระบบแกนคานแบบสอดซ้อนทางนั้นเนื่องจากตัวแกนคานและกระดูกต้นขามีขนาดที่ใกล้เคียงกัน ประกอบกับเงื่อนไขต่างๆที่ใช้ในการวิเคราะห์เหมือนกันดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงตั้งสมมุติฐานว่าถ้าแบ่งขนาดของเอลิเมนต์ย่อยที่ให้มามีขนาดเท่ากัน โดยจำนวนเอลิเมนต์ย่อยทั้งหมดมีจำนวนใกล้เคียงกันแล้วการลู่เข้าหาคำตอบก็จะมีผลลัพธ์ที่คล้ายคลึงกัน

ตารางผนวกที่ 1 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเอลิเมนต์ย่อยกับค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนตามแบบสอดคล้องตามทางในกรณีศึกษาการแตกหักของกระดูกช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน

| ลำดับ | จำนวนโหนด | จำนวนเอลิเมนต์ | ค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุด (Mpa) |
|-------|-----------|----------------|---------------------------------|
| 1 | 50062 | 190063 | 582.1 |
| 2 | 55992 | 220501 | 537.6 |
| 3 | 59224 | 236116 | 440.1 |
| 4 | 79079 | 326887 | 690.6 |
| 5 | 88998 | 375456 | 674.6 |
| 6 | 106506 | 459298 | 665.0 |



ภาพผนวกที่ 12 กราฟเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนเอลิเมนต์ย่อยกับค่าความเค้นวอนมิสส์สูงสุดบนแกนตามแบบสอดคล้องตามทางในกรณีศึกษาการแตกหักของกระดูกช่วงล่างในช่วงระยะเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน

ประวัติการศึกษาและการทำงาน

| | |
|------------------------------|---|
| ชื่อ –นามสกุล | นายมารุต วงษ์คำช้าง |
| วัน เดือน ปี ที่เกิด | 31 พฤษภาคม 2516 |
| สถานที่เกิด | กรุงเทพมหานคร |
| ประวัติการศึกษา | วศ.บ. (วิศวกรรมเครื่องกล) สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ (พ.ศ.2538) |
| ตำแหน่งหน้าที่การงานปัจจุบัน | วิศวกร |
| สถานที่ทำงานปัจจุบัน | ห้องปฏิบัติการต้นแบบรวดเร็วทางการแพทย์ หน่วยปฏิบัติการวิจัยวิศวกรรมชีวการแพทย์ ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี |