

ผลของความยาวโลหะยัตถ์กระดูกและรูปแบบการวางกระดูกต่อความเครียด
แตกหักในภาวะกระดูกต้นขาหักภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ

นางสาวกฤษณิศา ขจรวัฒนากุล

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2551

**THE EFFECTS OF PLATE LENGTH AND SCREW
PLACEMENT ON FRACTURE STRAIN FOR
FEMORAL SHAFT FRACTURE
UNDER CYCLIC LOADING**

Phoosanisa Khachonwatthanakul

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Master of Engineering in Mechanical Engineering**

Suranaree University of Technology

Academic Year 2008

ผลของความยาวโลหะยึดกระดูกและรูปแบบการวางกระดูกต่อความเครียด
แตกหักในภาวะกระดูกต้นขาหักภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(รศ. ดร. ทวีช จิตรสมบุญ)

ประธานกรรมการ

(รศ. ร.อ. ดร. กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(ผศ. ดร. จิระพล ศรีเสริฐผล)

กรรมการ

(อ. ดร. กীরติ สุกฤษณ์)

กรรมการ

(ศ. ดร. ไพโรจน์ สัตยธรรม)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

(รศ. น.อ. ดร. วรพจน์ ขำพิศ)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ภุชณิศ ขจรวัฒนากุล : ผลของความยาวโลหะยึดกระดูกและรูปแบบการวางสกรูต่อ
ความเครียดแตกหักในภาวะกระดูกต้นขาหักภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ (THE
EFFECTS OF PLATE LENGTH AND SCREW PLACEMENT ON FRACTURE
STRAIN FOR FEMORAL SHAFT FRACTURE UNDER CYCLIC LOADING)

อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์, 111 หน้า.

การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ใหญ่ นั้น โดยทั่วไปสามารถแบ่งออกเป็น 2 วิธีหลัก คือ การใส่แท่งโลหะในกระดูก (nail system) และการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก (plate system) หรือ แผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamics Compression Plate : DCP) ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้ในวงการ แพทย์อย่างแพร่หลาย ปัจจัยสนับสนุนที่สำคัญในการเชื่อมติดของกระดูก (bone healing) ในการ รักษาปัจจัยหนึ่ง จะขึ้นอยู่กับรูปแบบและจำนวนของการยึดสกรู รวมทั้งความยาวของแผ่น DCP เพื่อช่วยลดความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณช่องว่างรอยหักของกระดูก (Interfragmentary Strain : IFS) และเนื่องจากกระดูกต้นขาเป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย รวมทั้งยังทำหน้าที่ในการ รองรับน้ำหนักตัว (load bearing bone) จึงต้องใช้ระยะเวลาในการรักษานาน ซึ่งโดยทั่วไปประมาณ 2 - 3 ปี ดังนั้นแผ่น DCP ซึ่งผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (AISI 316L stainless steel) จะต้องทำหน้าที่ ในการรับภาระกรรมทั้งแบบสถิตและแบบวงรอบ (static and cyclic loading) อันเนื่องมาจากกิจกรรม ประจำวันของผู้เข้ารับการรักษา เช่น การยืนและเดิน ดังนั้นรูปแบบและจำนวนของการยึดสกรูที่ เหมาะสมดังกล่าวจึงจะต้องเป็นรูปแบบที่ช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวบริเวณรอยหักของกระดูก (interfragmentary movement) ให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของ รูปแบบการวางสกรู และความยาวโลหะยึดกระดูก (DCP) เพื่อให้ได้ค่า IFS ที่เหมาะสมที่สุดของ กระดูกต้นขาหัก ที่ตกอยู่ภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบการเดินของน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) ในการวิเคราะห์ ความเครียดในแบบจำลองกระดูกต้นขาที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูก 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร เมื่อยึด ด้วยแผ่นโลหะที่มีขนาด 14, 16 และ 18 รู ด้วยสกรู 6 และ 8 ตัว ตามลำดับ ซึ่งผลการวิจัยนี้คาดว่า จะสามารถใช้เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เพื่อเป็นประโยชน์ในทาง การแพทย์ต่อไป

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ปีการศึกษา 2551

ลายมือชื่อนักศึกษา _____

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา _____

PHOOSANISA KHACHONWATTHANAKUL : THE EFFECTS OF PLATE LENGTH AND SCREW PLACEMENT ON FRACTURE STRAIN FOR FEMORAL SHAFT FRACTURE UNDER CYCLIC LOADING. THESIS
ADVISOR : ASSOC. PROF. FLT.LT. KONTORN CHAMNIPRASART,
Ph.D., 111 PP.

FEMORAL SHAFT FRACTURE/ DCP/ IFS/ FEM/ SCREW PLACEMENT

In general, medical treatment of femoral shaft fracture in adults can be divided into two main approaches, nail system and plate system. For plate system, Dynamic Compression Plate: DCP is the most widely used orthopedic implant, especially 316L stainless steel. The DCP was located in patients for an average time period of 2 - 3 years and subjected to both static and cyclic loading depending on the activities of the patient. Therefore, this research is proposed to study effects of the plate length, numbers and placement of screw pattern on the IFS during the healing of femoral shaft fracture under cyclic loading by body weight at 50, 60 and 70 kg. Strain analysis conducted by the well-known finite element method (FEM) is employed. FEM models of femur with fracture gap 1, 2 and 6 mm. and consisting of 14, 16 and 18 holes of DCP with 6 and 8 screws are simulated. When optimal plate length, certain pattern of screw placement, optimal number of screws are made, thus orthopedic surgeons can gain benefits from this research leading to better medical healing of patients from the femoral shaft fracture.

School of Mechanical Engineering

Academic Year 2008

Student's Signature _____

Advisor's Signature _____

กิตติกรรมประกาศ

ความสำเร็จล่วงด้วยดีของวิทยานิพนธ์นี้จะเกิดขึ้นมิได้ หากไม่ได้รับความกรุณาจาก รองศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้ความรู้ ความช่วยเหลือสนับสนุน ให้คำปรึกษา ตลอดจนชี้แนวทางในการทำวิจัย และกรุณามอบโอกาสดี ๆ เสมอมา ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงในความเมตตาของท่าน

นาวาเอก นายแพทย์คนัย ปานแดง ผู้อำนวยการกองออร์โทปิดิกส์ โรงพยาบาลสมเด็จพระนางเจ้าสิริกิติ์ จ.ชลบุรี ที่กรุณาสละเวลาให้คำแนะนำเกี่ยวกับข้อมูลด้านการแพทย์ อันเป็นประโยชน์ในการทำงานวิจัยนี้

รองศาสตราจารย์ นาวาอากาศเอก ดร.วรพจน์ ขำพิศ คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ รองศาสตราจารย์ ดร.ทวิช จิตรสมบูรณ์ และคณาจารย์ทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ด้วยความเมตตากรุณา

คุณอาภรณ์พรรณ ศรีอัครวิทยา คุณทัศนีย์ ทิพย์สาคร เจ้าหน้าที่ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ที่อำนวยความสะดวกในด้านธุรการต่าง ๆ

พี่ ๆ เพื่อน ๆ บัณฑิตศึกษาทุกท่านที่ให้คำแนะนำ และกำลังใจมาโดยตลอด

สำหรับคุณงานความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ผู้วิจัยขอมอบให้กับบิดา มารดา คุณพ่อพิสิฐ – คุณแม่พิชญศิริณี ขจรวัฒนากุล ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ผู้วิจัยตลอดมา

ภุชณิศา ขจรวัฒนากุล

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป.....	ญ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	๗

บทที่

1	บทนำ.....	1
1.1	ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2	วัตถุประสงค์ของการวิจัย	3
1.3	ขอบเขตของการวิจัย.....	4
1.4	วิธีดำเนินการวิจัย.....	4
1.5	ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	6
2	ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	7
2.1	ระบบกระดูกของมนุษย์ (Anatomy of Human Skeleton system).....	7
2.1.1	ลักษณะของเนื้อเยื่อกระดูก (Osseous tissue).....	7
2.1.2	ประเภทของกระดูก (Classification of bone)	8
2.1.3	การแบ่งส่วนต่างๆ ของโครงกระดูก (Division of the skeleton)	9
2.1.4	กระดูกโครงสร้างตอนล่าง (Lower extremity)	10
2.1.5	หน้าที่ของกระดูก (Bone function)	11

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.2	ระบบกล้ามเนื้อ (Muscle system)	12
2.2.1	ชนิดของกล้ามเนื้อ	12
2.2.2	การทำงานของกล้ามเนื้อที่ช่วยในการเคลื่อนไหว	13
2.2.3	การทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่มนุษย์เดิน	14
2.3	การเดินของมนุษย์ (Human gait)	15
2.4	การติดของกระดูก (Bone healing)	17
2.4.1	ขั้นตอนการติดของกระดูก (Phases of bone healing)	17
2.4.2	ชนิดของการติดของกระดูก (Types of bone healing)	20
2.4.3	ปัจจัยที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก (Factors influencing fracture healing) ...	21
2.4.4	การติดตามการติดของกระดูกหัก (Monitoring of fracture healing)	23
2.5	ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหักและการรักษาภาวะกระดูกหักในปัจจุบัน	24
2.5.1	ชีวกลศาสตร์ของกระดูก (Biomechanics of bone)	24
2.5.2	ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก (Biomechanics of fracture).....	25
2.5.3	ชีวกลศาสตร์ของการติดของกระดูกหัก (Biomechanics of fracture healing) ...	27
2.6	การรักษาภาวะกระดูกหัก (Treatments of bone fracture)	28
2.6.1	การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในปัจจุบัน	28
2.6.2	หน้าที่ของแผ่นตามกระดูก (Function of plate)	30
2.7	งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับภาวะกระดูกหักและการติดของกระดูก	30
3	วิธีการดำเนินงานวิจัย	33
3.1	การทดสอบโปรแกรม ANSYS Workbench Version 11	33
3.1.1	การสร้างแบบจำลองของแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู	33
3.1.2	ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์โดยโปรแกรม	36
3.1.3	เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากการโปรแกรมและจากการคำนวณ	37

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.2	การจำลองปัญหารอยหักของกระดูกต้นขา	38
3.2.1	แบบจำลองของกระดูกต้นขา.....	38
3.2.2	แบบจำลองแผ่นโลหะตามกระดูกและสกรู	40
3.2.3	รูปแบบการจำลองการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก.....	41
3.2.4	การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์	44
3.2.5	คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขา.....	51
3.2.6	คุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู.....	52
3.2.7	การสร้างเอลิเมนต์.....	52
4	ผลการวิจัยและการอภิปรายผล	54
4.1	ผลการจำลอง	54
4.1.1	ผลการจำลองภายใต้ภาระกรรมจากการยื่น.....	54
4.1.2	ผลการจำลองภายใต้ภาระกรรมจากการเดิน	69
4.2	การอภิปรายผล	79
4.2.1	การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตร	79
4.2.2	การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 2 มิลลิเมตร	82
4.2.3	การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 มิลลิเมตร.....	85
4.2.4	การวิเคราะห์ %IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาระกรรมจากการเดิน	87
5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	90
5.1	สรุปผลการวิจัย.....	90
5.2	ข้อเสนอแนะ.....	91

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

รายการอ้างอิง.....	93
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. ผลเฉลยแม่นยำตรงของปัญหาแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู	95
ภาคผนวก ข. ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู	105
ภาคผนวก ค. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	108
ประวัติผู้เขียน.....	111

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	แผนภาพแสดงลักษณะของเนื้อเยื่อกระดูก8
2.2	การทำงานแบบแอนตาโกนิซึมของกล้ามเนื้อแขน13
2.3	กล้ามเนื้อที่ทำงานขณะมนุษย์เดิน ตลอดวงรอบการเดิน14
2.4	แสดงลักษณะการเดินของมนุษย์ (human gait) ใน 1 วงรอบการเดิน16
2.5	ระยะเวลาในแต่ละขบวนการติดของกระดูก ในภาวะกระดูกต้นขาหัก17
2.6	พยาธิสภาพของระยะอักเสบ18
2.7	พยาธิสภาพระยะซ่อมแซม19
2.8	พยาธิสภาพระยะปรับแต่ง20
2.9	รูปแบบการหักของกระดูก จากแรงกระทำชนิดต่าง ๆ27
2.10	แกนตามกระดูก29
2.11	การยึดตามกระดูกด้วยแผ่นตามกระดูก30
2.12	ผลการทดลองในแกะของ A.E. Goodship และ J.Kenwright (1985)31
3.1	แผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่สร้างจากโปรแกรม ANSYS Workbench V.1134
3.2	รูปทรงเอลิเมนต์แบบหกหน้า (20 nodes)34
3.3	สร้างเอลิเมนต์ให้กับชิ้นงาน35
3.4	ตารางคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ AISI 30435
3.5	การกำหนดเงื่อนไขจับยึดและแรงที่กระทำบนชิ้นงาน36
3.6	กระดูกต้นขามนุษย์ข้างซ้ายที่ใช้ในการสแกน (บน) และ แบบจำลอง (ล่าง)39
3.7	แบบจำลองของแผ่น DCP ทั้งสามขนาด40
3.8	แบบจำลองของสกรูยึดกระดูก41
3.9	แสดงการประกอปกันของกระดูกต้นขา แผ่น DCP และสกรู41
3.10	รูปแบบการยึดสกรูที่ทำการวิเคราะห์ทั้งหมด a) แผ่น DCP ความยาว 14 รู b) แผ่น DCP ความยาว 16 รู c) แผ่น DCP ความยาว 18 รู42
3.11	ภาวะกรรมที่เกิดจากน้ำหนักร่างกายที่กระดูกต้นขาได้รับขณะยืน44

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.12	แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา45
3.13	สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา45
3.14	แสดงทิศทางของแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา46
3.15	แสดงเงื่อน ไชของแบบจำลองกระดูกต้นขา48
3.16	แรงปฏิกิริยาที่ข้อตะโพก (hip contact force) ภายใต้วงรอบการเดิน49
3.17	การจำลองภาระกรรมจากการเดินแบบพลวัตในโปรแกรม ANSYS Workbench ของน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม50
3.18	ผลการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกหลังรับภาระกรรม51
3.19	รูปทรงของเอลิเมนต์ ทรงสี่หน้า และ ทรงหกหน้า.....53
4.1	%IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท้ากับกระดูก 1 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม59
4.2	%IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท้ากับกระดูก 2 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม64
4.3	%IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท้ากับกระดูก 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม69
4.4	%IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาระกรรมจากการเดินของผู้ป่วยตลอด 1 วงรอบการเดิน71
4.5	%IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 572
4.6	%IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 772
4.7	%IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 1373
4.8	%IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 1474
4.9	%IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 1574

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.10 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 17	76
4.11 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 18	76
4.12 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 26	77
4.13 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 28	78
4.14 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 29	78
4.15 %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท้ากับกระดูก 1 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ภายใต้ภาระกรรมจากการอื่น.....	80
4.16 %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท้ากับกระดูก 2 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ภายใต้ภาระกรรมจากการอื่น.....	82
4.17 %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท้ากับกระดูก 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ภายใต้ภาระกรรมจากการอื่น.....	86
4.18 %IFS ตลอด 1 วงรอบการเดินเทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ...	88
4.19 การเปลี่ยนแปลง %IFS ที่เพิ่มขึ้นและลดลง สูงที่สุด ภายใต้ภาระกรรมจากการเดิน	89
ก.1 แผ่นโลหะสี่เหลี่ยมเจาะรูรับแรงดึง.....	96
ก.2 กราฟแสดงความหนาแน่นของความเค้น	97
ก.3 แผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่สร้างจากโปรแกรม ANSYS Workbench V.11	99
ก.4 สร้างเอลิเมนต์ให้กับชิ้นงาน	100
ก.5 ตารางคุณสมบัติเชิงกลวัสดุ AISI 304	100
ก.6 การกำหนดการจับยึดและแรงที่กระทำบนชิ้นงาน	101
ก.7 โพลเดอร์ของผลเฉลย.....	101

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
ก.8	ผลของค่าความเค้นตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม.....102
ก.9	ผลของค่าความเครียดตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม 102
ข.1	ขนาดของรอยหักของกระดูก 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร106
ข.2	ขนาดของแผ่น โลหะยึดกระดูก (DCP) 107
ข.3	ขนาดของสกรูยึดกระดูก108

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

LC-DCP	=	Limited Contact - Dynamic Compression Plate
IFM	=	Interfragmentary Movement
IFS	=	Interfragmentary Strain
L	=	ช่องว่างรอยหักกระดูก
DCP	=	Dynamic Compression Plate
FEM	=	Finite Element Method
BMC	=	Bone Mineral Content
σ_n	=	ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ยบนระนาบหน้าตัดช่วงเจาะรู
K_n	=	ค่าความเข้มของความเค้น
σ_{max}	=	ค่าความเค้นหลักสูงสุด
P	=	แรงกระทำ (N หรือ lb)
A	=	พื้นที่ (m^2)
W	=	น้ำหนักของร่างกาย
F_w	=	น้ำหนักครึ่งหนึ่งของร่างกายที่ตกลงบนกระดูกต้นขา
F_h	=	แรงปฏิกิริยาที่เกิดจากข้อต่อหัวกระดูกต้นขากับตะโพก
F_{hx}	=	แรงที่กระทำบนข้อต่อหัวกระดูกต้นขาในทิศทางแกน x
F_{hy}	=	แรงที่กระทำบนข้อต่อหัวกระดูกต้นขาในทิศทางแกน y
F_{hz}	=	แรงที่กระทำบนข้อต่อหัวกระดูกต้นขาในทิศทางแกน z
F_a	=	แรงเนื่องจากกล้ามเนื้อ Abductor
F_{ax}	=	แรงจากกล้ามเนื้อที่กระทำบนกระดูกต้นขาตามแนวแกน x
F_{ay}	=	แรงจากกล้ามเนื้อที่กระทำบนกระดูกต้นขาตามแนวแกน y
F_{az}	=	แรงจากกล้ามเนื้อที่กระทำบนกระดูกต้นขาตามแนวแกน z
F_r	=	แรงปฏิกิริยาของกระดูกหน้าแข้ง
M	=	แรงปฏิกิริยาในลักษณะ โมเมนต์ที่เกิดขึ้นจากกระดูกหน้าแข้ง

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

E	=	ค่าโมดูลัสความยืดหยุ่น (Modulus of Elasticity)
v	=	อัตราส่วนปัวส์ซอง (Poisson's ratio)

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กระดูกต้นขา (femur) เป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ที่สุด มีความยาวมากที่สุด ซึ่งโดยปกติทั่วไปจะมีความยาวประมาณหนึ่งในสี่เท่าของความสูงของมนุษย์ และเป็นกระดูกที่มีลักษณะเป็นท่อยาว (tubular bone) ที่มีน้ำหนักมากที่สุดในร่างกาย เนื่องจากกระดูกต้นขานั้นทำหน้าที่ในการรองรับน้ำหนักตัว (load-bearing bone) แล้วส่งผ่านไปยังกระดูกหน้าแข้ง (tibia) และเท้า ซึ่งสาเหตุการเกิดภาวะกระดูกต้นขาหัก (femoral shaft fracture) นั้น มักเกิดจากอุบัติเหตุทางรถยนต์หรือมอเตอร์ไซค์ การเล่นกีฬา การตกจากที่สูง และการบาดเจ็บจากการถูกกระแทกโดยตรง เป็นต้น ซึ่งชนิดของการแตกหักของกระดูกสามารถจำแนกออกได้เป็น 2 แบบ ได้แก่ กระดูกหักแบบสมบูรณ์หรือหักตลอด คือ การหักที่รอยหักกินเนื้อที่ทั้งหมดของหน้าตัดกระดูก เช่น รอยหักที่มีลักษณะตัดขวาง (transverse) และชนิดของการแตกหักอีกประเภทหนึ่งคือ กระดูกหักแบบไม่สมบูรณ์หรือหักไม่ตลอด คือ รอยหักที่เกิดขึ้นกินเนื้อที่บางส่วนของหน้าตัด เช่น การร้าวของกระดูกเป็นรอยยาวมีลักษณะคล้ายเส้นผม (hair-line fracture) ซึ่งชนิดของรอยหักที่กล่าวมานี้จะขึ้นอยู่กับความรุนแรงของการบาดเจ็บที่ได้รับและคุณภาพของกระดูก รวมทั้งวิธีการที่ใช้ในการรักษาที่จะมีความแตกต่างกันด้วย กล่าวคือ การรักษาภาวะกระดูกหักในปัจจุบันสามารถแบ่งออกเป็น 2 วิธีใหญ่ ๆ คือ การรักษาแบบไม่ผ่าตัด (non operative management) ประกอบด้วย การจัดกระดูกให้เข้าที่ (reduction) การดามกระดูก (retention) เพื่อระยะเวลาให้กระดูกติดกัน โดยการใส่เฝือก (splint) โดยวิธีนี้เฝือกจะทำหน้าที่เป็นเครื่องดามกระดูกภายนอกเพื่อใช้จำกัดการเคลื่อนที่บริเวณรอยหัก วิธีดังกล่าวมีข้อดีคือไม่มีการทำลายเนื้อเยื่อ ค่าใช้จ่ายที่ต่ำกว่า และไม่เสี่ยงต่อภาวะติดเชื้อ แต่ก็มีข้อด้อยเช่นกัน คือ ในขั้นตอนของการจัดกระดูกนั้น ไม่สามารถดึงแนวหักของกระดูกให้เข้าที่ได้แบบกันสนิท และที่สำคัญคือ ไม่สามารถใช้รักษาภาวะกระดูกหักในกระดูกที่มีขนาดใหญ่และภาวะกระดูกหักที่มีความรุนแรงมากได้ การรักษาอีกวิธีหนึ่งคือการรักษาแบบผ่าตัด (operative management) โดยมีหลักสำคัญการใช้วัสดุค้ำกระดูกทำหน้าที่เป็นโครงสร้างให้ความแข็งแรง (mechanical support) ชั่วคราวระหว่างรอการติดของกระดูก และทำให้กระดูกอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม (acceptable alignment) ซึ่งเป็นวิธีการรักษาที่เริ่มใช้ในช่วง 40 ปีที่ผ่านมา และมีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว โดยในปัจจุบันสามารถแบ่งย่อยได้เป็น 2 ประเภท คือ external

fixation ได้แก่ pin, clamp และ rod วิธีนี้จะเหมาะกับกระดูกที่มีการหักขั้นรุนแรง เช่น กระดูกหักที่มีแผลเปิด มีการแตกเป็นชิ้นเล็กชิ้นน้อย และยังใช้แก้ความผิดปกติรวมทั้งยึดกระดูกในกรณีกระดูกบางส่วนหายไป (bone loss) และอีกประเภทหนึ่งคือ internal fixation ได้แก่ plate and screw, Intermedullary nail วิธีนี้จะเหมาะกับการรักษากระดูกหักโดยทั่วไป และเป็นวิธีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลาย ซึ่งการรักษาด้วยวิธีการผ่าตัดนี้จะมีข้อดีทดแทนในส่วนข้อดีของการรักษาแบบไม่ผ่าตัดทั้งหมด ทั้งการจัดกระดูกที่เข้าที่ได้ดีกว่า การตรึงหรือยึดกระดูกได้มั่นคงกว่า และการเคลื่อนไหวข้อต่อได้เร็ว แต่ข้อดีของการรักษาแบบผ่าตัดคือ เสี่ยงต่อภาวะติดเชื้อ และต้องผ่าตัดซ้ำเพื่อเอาโลหะยึดกระดูกออกในบางตำแหน่ง รวมทั้งเรื่องค่าใช้จ่ายที่สูงกว่า

สำหรับการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก (femoral shaft fracture) ในผู้ใหญ่ นั้น ในปัจจุบันวิธีที่นิยมใช้คือ การใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู (plate and screw) และการใช้แกนโลหะตามกระดูก (Intermedullary nail) โดยวิธีการใช้แกนโลหะตามกระดูกนั้น จะใช้การใส่แกนตามกระดูกเข้าไปในบริเวณตรงกลางของโพรงกระดูก (medullary canal) ซึ่งการรักษาด้วยวิธีนี้จะใช้เทคนิคในการผ่าตัดที่ยาก และประกอบกับราคาวัสดุที่ค่อนข้างสูง แต่ให้อัตราการติดของกระดูกที่สูงเท่ากับการใช้ แผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู จึงทำให้ยังไม่เป็นที่แพร่หลายเท่าใดนัก ส่วนวิธีการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรูนั้น จะจัดกระดูกให้เข้าที่ก่อนโดยอาจเปิดแผลยาวตลอดเท่ากับความยาวของแผ่นโลหะยึดกระดูก หรืออาจเปิดแผลเฉพาะบนและล่างรอยหักของกระดูก แล้วทำการสอดแผ่นโลหะยึดกระดูกเข้าไปใต้กล้ามเนื้อ หลังจากนั้นทำการยึดด้วยสกรูในด้าน tension ให้แน่น ซึ่งในปัจจุบันแผ่นโลหะยึดกระดูกมีหลายประเภท แต่ที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายคือ Dynamics Compression Plate (DCP) หรือแผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ และ Limited Contact – Dynamic Compression Plate (LC-DCP) ซึ่ง LC-DCP ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อลดข้อดีของ DCP ให้มีพื้นที่สัมผัสกับกระดูกน้อยลง เพื่อลดปัญหาการเกิดกระดูกพรุน (osteoporosis) ลดปัญหาการทำลายเส้นเลือดจากแรงกด และมีการปรับปรุงรูปร่างลักษณะของรูสกรูให้มีความลาดเอียงมากขึ้น เพื่อให้ได้มุมในการยึดสกรูได้กว้างขึ้น ส่วนวัสดุจะผลิตจากไทเทเนียม (titanium) ซึ่งมีคุณสมบัติการเข้ากันได้ดีกับกระดูก (biocompatible) แต่มีความแข็งแรงน้อยกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless) ซึ่งเป็นวัสดุที่นำมาผลิต DCP จะเห็นว่าทั้งจากคุณสมบัติและวัสดุของ LC-DCP ทำให้ LC-DCP มีราคาที่สูงกว่า DCP มาก ดังนั้นปัจจุบันในประเทศไทยจึงยังคงนิยมใช้ DCP ในการรักษาอยู่

ปัจจัยที่มีผลต่อการเชื่อมติดของกระดูก (bone healing) นั้น ประกอบด้วยปัจจัยหลายด้าน ทั้งปัจจัยที่เกิดจากด้านผู้เข้ารับการรักษา เช่น อายุ โรคประจำตัว คุณภาพของกระดูก สารอาหารที่ผู้ป่วยได้รับ และความรุนแรงของการบาดเจ็บ และปัจจัยทางด้านการรักษา เช่น ความสามารถในการยึดตรึงกระดูกบริเวณที่เกิดการแตกหักให้เคลื่อนไหวได้อย่างเหมาะสม กล่าวคือ การเคลื่อนไหวของกระดูกบริเวณที่เกิดการแตกหัก (Interfragmentary movement, IFM) จะส่งผลถึง

การเชื่อมติดของกระดูก หากไม่มีการเคลื่อนที่ของกระดูกเลย (rigidly fixed) จะส่งผลให้กระดูกติดกันช้าลง (delayed union) และหากมีการเคลื่อนไหวของกระดูกมากเกินไป อาจทำให้กระดูกไม่ติด (fibrous nonunion) จะเห็นได้ว่าการเคลื่อนไหวบริเวณกระดูกหักมีความสำคัญต่อการติดของกระดูก ดังนั้นสิ่งที่สามารถนำมาเป็นดัชนีชี้วัดความเหมาะสมของรูปแบบในการยึดศกรูได้คือ ค่าความเครียดแตกหัก (Interfragmentary Strain, IFS) ซึ่งทฤษฎีนี้ถูกเสนอขึ้นโดย Perren และ Cordey ในปี 1979 โดยค่า IFS สามารถหาได้จากการเคลื่อนไหวของกระดูกบริเวณที่เกิดการหัก (IFM) หารด้วยช่องว่างรอยหักของกระดูก (L) หรือ $IFS = IFM / L$ ซึ่ง Perren และ Cordey เสนอไว้ว่าการสร้างกระดูกใหม่ (bone formation) จะเกิดขึ้นได้ จะต้องมียค่า IFS น้อยกว่า 2% ในกรณีของรอยหักกระดูกน้อยกว่า 1 มิลลิเมตร ซึ่งการติดของกระดูกจะเป็นแบบโดยตรง (direct bone healing) หลังจากนั้นในปี 1998 Claes และคณะได้มีการศึกษาเชิงชีววิทยา (Biology) เนื้อเยื่อระดับเซลล์ (Histology) และการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element) ของรอยหักกระดูกที่มีขนาดมากกว่า 1 มิลลิเมตร สามารถสรุปได้ว่า IFS น้อยกว่า 5% จะทำให้เกิดเนื้อเยื่อเกี่ยวพันหรือกระดูกอ่อน (intramembranous bone formation) ซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่มีความแข็งแรงต่ำ กรณี IFS น้อยกว่า 15% แต่มากกว่า 5% จะกระตุ้นให้เกิดเซลล์กระดูกอ่อน (endochondral ossification) ก่อนที่จะเปลี่ยนเป็นเซลล์กระดูก และถ้า IFS มากกว่า 15% จะไม่ทำให้เกิดการติดของกระดูก (fibrous nonunion) รวมถึงการศึกษางานวิจัยอื่น ๆ ที่แสดงว่าการทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของกระดูกหักในขนาดที่พอเหมาะ จะทำให้กระดูกติดเร็วขึ้นได้

นอกจากนี้ ตามที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นว่า กระดูกต้นขาเป็นกระดูกที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกายมนุษย์ ดังนั้นการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักจึงใช้ระยะเวลาานาน โดยเฉลี่ยประมาณ 2 – 3 ปี นั้นแสดงถึงภาระกรรมที่ DCP ต้องรองรับตลอดระยะเวลาการรักษา ซึ่งภาระกรรมดังกล่าวจะเกิดจากน้ำหนักตัวของผู้เข้ารับการรักษาในกิจวัตรประจำวันเช่น การยืน และการเดิน ในการวิจัย จะทำการให้ภาระกรรมโดยจำลองลักษณะการยืนและการเดินของผู้ป่วย ดังนั้นความยาวของ DCP และรูปแบบของการยึดศกรูจะต้องเป็นรูปแบบที่ได้ค่า IFS อยู่ในช่วงที่เหมาะสม งานวิจัยนี้จึงช่วยเป็นแนวทางในการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักให้ได้ผลดียิ่งขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อหาค่า interfragmentary strain (IFS) บริเวณกระดูกต้นขาหัก เมื่อทำการยึดกระดูกหักด้วยแผ่นโลหะ (DCP) ซึ่งมีความยาว จำนวนศกรู และรูปแบบในการยึดศกรูที่แตกต่างกัน ภายใต้ภาระกรรมที่เกิดจากการยืนและการเดินของมนุษย์ โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method, FEM)

1.3 ขอบเขตการวิจัย

1. วิเคราะห์การหักของกระดูกต้นขาด้านซ้าย (left femur) บริเวณกึ่งกลาง โดยมีรูปแบบ Transverse osteotomy
2. หาค่า Interfragmentary Strain, IFS เมื่อทำการยึดกระดูกด้วยแผ่นโลหะยึดกระดูกที่มีความยาวและรูปแบบในการยึดสกรูที่แตกต่างกัน
3. ใช้โปรแกรมการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ANSYS Workbench Version 11 หาค่า Interfragmentary movement เพื่อนำมาหาค่า IFS
4. วิเคราะห์ผลของการใช้ความยาวของแผ่น DCP และรูปแบบการยึดสกรูที่เหมาะสมที่สุด

1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

วิธีการดำเนินการวิจัยในส่วนของงานวิจัยนี้จะแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ ระเบียบวิธีวิจัย สถานที่ทำการวิจัย เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย โดยมีรายละเอียดดังนี้

1.4.1 ระเบียบวิธีวิจัย

1. สำนักรวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องจากฐานข้อมูลต่าง ๆ
2. นำกระดูกต้นขาด้านซ้ายมาทำการสแกน 3 มิติ เพื่อสร้างแบบจำลองของกระดูก
3. ใช้โปรแกรม Solid Works 2006 สร้างแบบจำลองของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรูซึ่งผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (AISI 316L Stainless steel)
4. นำแบบจำลองของกระดูกต้นขาข้างซ้าย แผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรูมาทำการประกอบกัน (assembly) โดยทำการตัดกระดูกแนวขวาง (transverse osteotomy) ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของกระดูก (femoral shaft) แล้วนำแผ่น DCP และสกรูมายึดกระดูก โดยจะใช้ DCP ที่มีความยาว 14, 16 และ 18 รู ยึดด้วยสกรู 6 และ 8 ตัว สำหรับการยึดสกรูในทุก ๆ รูปแบบจะต้องยึดที่ตำแหน่งบนและล่างของ DCP และตำแหน่งบนและล่างของรอยหัก ในกรณีของการยึดด้วยสกรูจำนวน 6 ตัว จะทดลองยึดในทุก ๆ ตำแหน่งที่สามารถเป็นไปได้ ส่วนกรณีการใช้สกรูจำนวน 8 ตัว จะทำการจัดกลุ่มรูปแบบ 4 รูปแบบ โดยกำหนดรูปแบบการยึดสกรูทั้งหมดเป็นแบบสมมาตรทั้งด้านบนและด้านล่างของรอยหัก และทำการจำลองขนาดช่องว่างระหว่างกระดูก (gap) เท่ากับ 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร รวมรูปแบบของแบบจำลองที่ทำการวิเคราะห์ 90 ชิ้นงาน ต่อน้าหนักตัว
5. กำหนดคุณสมบัติของกระดูก แผ่นโลหะยึดกระดูก และสกรู
 - กำหนดให้กระดูกมีคุณสมบัติแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) ซึ่งใช้ค่าพื้นฐานทางกลศาสตร์ ดังนี้

ตารางที่ 1.1 คุณสมบัติทางกลศาสตร์ของกระดูก

Young's modulus	Yield strength	Poisson ratio	Friction coefficient
15 GPa	188 MPa	0.3	0.3

- กำหนดพื้นฐานทางกลของแผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรู ซึ่งผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (AISI 316L stainless steel) ดังนี้

ตาราง 1.2 คุณสมบัติทางกลศาสตร์ของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู

Young's modulus	Yield strength	Ultimate strength	Poisson ratio	Friction coefficient
190 GPa	792 MPa	930 MPa	0.3	0.37

6. ศึกษาการใช้งาน และทดสอบโปรแกรมการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์ -
 เอลิเมนต์ ANSYS Workbench Version 11

7. ใช้โปรแกรมการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ANSYS Workbench Version 11 หาค่า Interfragmentary movement (IFM) เพื่อนำมาหา Interfragmentary strain (IFS) ที่เหมาะสมที่ช่วยในการเชื่อมติดของกระดูก

8. ทำการวิเคราะห์ข้อมูล และสรุปผลลัพธ์ที่ได้
9. จัดทำรายงานและนำเสนอวิทยานิพนธ์
10. แก้ไขวิทยานิพนธ์และเผยแพร่ผลงานวิจัย

1.4.2 สถานที่ทำการวิจัย

ใช้สถานที่ห้องวิจัยของอาคารศูนย์เครื่องมือและวิทยาศาสตร์ 4 และ 6 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

1.4.3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัยประกอบด้วย

1. เครื่องสแกน 3 มิติ เพื่อใช้ในการสแกนกระดูกต้นขา
2. คอมพิวเตอร์หน่วยความจำชั่วคราว 2 Gb
3. ระบบปฏิบัติการ Window XP หรือ Window 2000

4. โปรแกรมขึ้นรูป 3 มิติ SolidWorks 2006
5. โปรแกรมวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ANSYS Workbench V. 11
6. โปรแกรมปรับพื้นผิวที่สแกนให้ได้เป็นรูปทรง (solid) Geomagic studio 8

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถทราบถึงรูปแบบการยึดสกรูที่มีผลต่อค่า IFS ที่เหมาะสม ต่อการเชื่อมติดกันของกระดูก
2. สามารถทราบถึงการเปลี่ยนแปลงของค่า IFS ที่เกิดขึ้น จากกิจกรรมประจำวันของผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก เช่น การยืน และการเดิน
3. เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก
4. เพื่อเพิ่มพูนความรู้อันจะนำไปสู่งานวิจัยในด้านอื่น ๆ ต่อไป

บทที่ 2

ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ภาวะกระดูกต้นขาหัก เกิดจากสาเหตุหลัก คือการที่กระดูกได้รับแรงกระทำที่เกินขีดจำกัดที่กระดูกสามารถรับได้ โดยแรงที่กระทำอาจเป็นแรงกระทำโดยตรง (Direct force) หมายถึงแรงที่กระทำหรืออัดต่อกระดูกโดยตรง เช่น การถูกรถชน ตกจากที่สูง หรืออาจเป็นแรงกระทำแบบทางอ้อม (Indirect force) หมายถึง แรงกระทำต่อกระดูกที่หนึ่งและมีแรงส่งจากแรงกระทำต่อกระดูกใกล้เคียง เช่น การหกล้ม โดยรูปแบบที่แตกต่างกันของแรงที่กระทำกับกระดูกเหล่านี้ ล้วนส่งผลถึงรูปแบบและวิธีการรักษาที่แตกต่างกันด้วย

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในปัจจุบัน งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการติดของกระดูก ปัจจัยที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก และการเดินของมนุษย์ (Human gait) โดยจะเริ่มจากความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับระบบกระดูกของมนุษย์ ระบบกล้ามเนื้อที่ใช้ในการเคลื่อนไหว กระบวนการติดของกระดูก ชนิดของการติดของกระดูก และปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อการติดของกระดูก เพื่อให้เกิดความเข้าใจในภาพรวมเบื้องต้นก่อน

2.1 ระบบกระดูกของมนุษย์ (Anatomy of human skeletal system)

กระดูกเป็นส่วนของร่างกายที่แข็งแรง ทนทาน มีรูปทรงหลายหลาก เป็นส่วนที่ประกอบขึ้นเป็นโครงของร่างกาย (frame of the body) และช่วยให้เราสามารถเคลื่อนไหวได้ ซึ่งกระดูกมีน้ำหนักรวมกันประมาณ 18% ของน้ำหนักร่างกาย โดยระบบกระดูกจะประกอบไปด้วย กระดูก (bone) กระดูกอ่อน (cartilage) เอ็น (tendon) และเอ็นยึด (ligament)

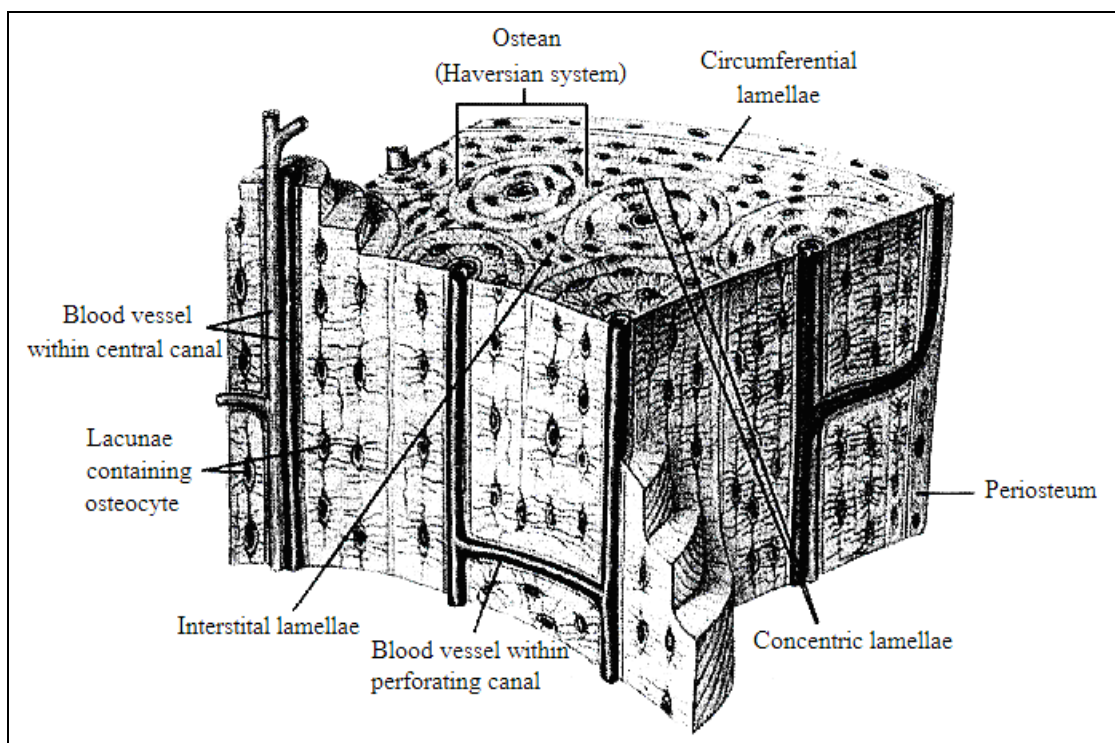
กระดูกประกอบขึ้นจากเนื้อเยื่อที่มีชีวิต (living tissue) ซึ่งทำงานอย่างแข็งขันตลอดเวลา มีแร่ธาตุต่าง ๆ มาสะสมในกระดูก ทำให้กระดูกมีความแข็งแรงอย่างที่ปรากฏอยู่

2.1.1 ลักษณะของเนื้อเยื่อกระดูก (Osseous tissue)

กระดูกเป็นโครงของร่างกายที่ประกอบขึ้นจากสารอินทรีย์ และแร่ธาตุต่าง ๆ โดยกระดูกจะมีการเสริมสร้างและสลายตัวตลอดเวลา เซลล์สร้างกระดูกที่เรียกว่า osteoblast ซึ่งเป็นตัวสร้างโครงภายในกระดูกก่อนประกอบขึ้นจากเส้นใยคอลลาเจน จากนั้นจะมีแร่ธาตุต่าง ๆ เช่น แคลเซียมและฟอสฟอรัสมาเกาะและห่อหุ้มโครงภายในของกระดูกนี้ ทำให้กระดูกมีความ

แข็งแกร่ง เซลล์สร้างกระดูกที่ถูกหุ้มด้วยแร่ธาตุต่าง ๆ ซึ่งเรียกว่า สารออสทีออยด์ (osteoid material) จะกลายเป็นเซลล์ที่เรียกว่า เซลล์กระดูก (osteocytes) ซึ่งจะหยุดการสร้างกระดูกใหม่

สารออสทีออยด์ จะเรียงตัวซ้อนกันเป็นวงกลม มีจุดศูนย์กลางเป็นท่อยาวซึ่งมีเส้นเลือดอยู่ภายใน ภาคตัดขวางของกระดูกจะพบรูพรุนเล็ก ๆ เป็นจำนวนมากซึ่งเชื่อมต่อกันโดยตลอด เรียกว่าเส้นใยกระดูก (trabecular) ซึ่งจำนวนของเส้นใยกระดูกจะทำให้สามารถแบ่งกระดูกออกได้เป็นสองชนิด คือ กระดูกเนื้อแน่น หรือ กระดูกว่ากระดูกทึบ (compact bone) ซึ่งเป็นส่วนที่อยู่ชั้นนอกสุด มีความแข็งแรงสูง มีความหนามากบริเวณช่วงกลาง (body) ของกระดูก และความหนาจะลดลงบริเวณช่วงบนสุดและล่างสุดของกระดูก เนื่องจากภายในกระดูกส่วนบนและส่วนล่างจะถูกแทรกโดยเนื้อกระดูกอีกชนิดหนึ่ง ซึ่งมีลักษณะเป็นเนื้อเยื่อที่มีรูพรุน มีความแข็งแรงน้อยกว่าส่วนที่อยู่รอบ ๆ เรียกว่ากระดูกโปร่ง หรือ กระดูกพรุน (cancellous bone)



รูปที่ 2.1 แผนภาพแสดงลักษณะของเนื้อเยื่อกระดูก

2.1.2 ประเภทของกระดูก (Classification of bones)

กระดูกมนุษย์สามารถแบ่งได้เป็น 4 ประเภท ตามรูปร่างลักษณะ ดังนี้

1. กระดูกชนิดยาว (Long bone) ประกอบด้วยท่อนกลางของกระดูก (diaphysis) และท่อนปลายของกระดูกทั้ง 2 ด้าน (epiphysis) รอบนอกกระดูกยาวจะเป็นกระดูกแข็ง มีเยื่อหุ้มกระดูก (periosteum) ที่เหนียวและหนาห่อหุ้มอยู่ และด้านในของกระดูกแข็งจะมีเยื่อหุ้มกระดูกที่บางกว่า (endosteum) น้อย ปลาย 2 ด้านของกระดูกยาว จะมีกระดูกที่เป็นรูพรุนซึ่งเป็นที่อยู่ของไขกระดูก เช่น กระดูกต้นแขน (humerus) กระดูกต้นขา (femur) เป็นต้น

2. กระดูกชนิดสั้น (Short bone) มีขนาดเล็กและหลากหลายทรง แต่ส่วนใหญ่จะเป็นรูปลูกบาศก์และทรงกระบอก ภายนอกเป็นกระดูกทึบ ตรงกลางเป็นกระดูกโปร่ง เช่น กระดูกข้อมือ (carpals) กระดูกข้อเท้า (tarsals) เป็นต้น

3. กระดูกชนิดแบน (Flat bone) หรือกระดูกข้างกะหม่อม มีลักษณะเป็นแผ่นแบน มีขนาด รูปร่าง และความหนาต่าง ๆ กัน ประกอบขึ้นจากกระดูกแข็ง 2 ชั้น ภายในเป็นกระดูกโปร่ง มีสารสร้างกระดูกเรียกว่า ดิพล (diploe) เช่น กระดูกซี่โครง (rib) กระดูกสะบัก (scapula) กระดูกกะโหลกศีรษะ (skull) เป็นต้น

4. กระดูกรูปทรงอื่น ๆ (Irregular bone) กระดูกจำพวกนี้จะมีรูปร่างลักษณะต่าง ๆ กัน ซึ่งแตกต่างไปจากสามชนิดแรก เช่น กระดูกกะโหลกศีรษะบางชิ้น กระดูกสันหลัง (vertebrae column) เป็นต้น

2.1.3 การแบ่งส่วนต่าง ๆ ของโครงกระดูก (Division of the skeleton)

โครงสร้างกระดูกของผู้ใหญ่ทั้งร่างกายจะมี 206 ชิ้น แต่ในเด็กจะมีจำนวนมากกว่านี้ เนื่องจากกระดูกต่าง ๆ ในเด็กนั้นยังไม่ประสานต่อกัน โดยแบ่งออกได้เป็น 2 ส่วนดังนี้

1. กระดูกแกนกลาง (The axial skeleton bone) ทำหน้าที่เป็นแกนกลางของลำตัว ค้ำจุนและป้องกันอันตรายให้แก่อวัยวะสำคัญภายในร่างกาย ประกอบด้วยกระดูกทั้งสิ้น 80 ชิ้น ดังนี้

1.1	กระดูกศีรษะและกระดูกหน้า	28	ชิ้น
1.1.1	กระดูกกะโหลกศีรษะ (cranium)	8	ชิ้น
1.1.2	กระดูกหน้า (face)	14	ชิ้น
1.1.3	กระดูกหู (ear)	6	ชิ้น
1.2	กระดูกโคนลิ้น (hyoid bone)	1	ชิ้น
1.3	กระดูกสันหลัง (vertebral column)	26	ชิ้น
1.4	กระดูกทรวงอก (กระดูกซี่โครงและกระดูกทรวงอก)		
	(sternum and ribs)	25	ชิ้น

2. กระดูกกรยางค์ (The appendicular skeleton bone) เป็นกระดูกที่เชื่อมต่อกับกระดูกแกน มีหน้าที่ค้ำจุนและเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย ประกอบด้วยกระดูก 126 ชิ้น ดังนี้

2.1 กระดูกแขนและมือ (bone of the upper extremity)	64	ชิ้น
2.2 กระดูกเชิงกราน (bone of the pelvis)	2	ชิ้น
2.3 กระดูกขาและเท้า (bone of the lower extremity)	60	ชิ้น

2.1.4 กระดูกโครงสร้างตอนล่าง (Lower extremity)

กระดูกโครงสร้างตอนล่าง ประกอบไปด้วยกระดูกทั้งสิ้น 62 ชิ้น ได้แก่

- กระดูกเชิงกราน (pelvis) เป็นกระดูกชิ้นใหญ่ รูปร่างไม่เรียบ ลักษณะคล้ายชามอ่าง เป็นกระดูกชนิดแบน ซึ่งประกอบด้วยกระดูกสะโพก (hip bone) 2 ชิ้น ประกอบเป็นด้านหน้าและด้านข้าง กระดูกกระเบนเหน็บ (sacrum) และกระดูกก้นกบ (coccyx) ประกอบเป็นด้านหลัง โดยแบ่งส่วนต่าง ๆ ออกเป็น

1. กระดูกสะโพก (Ilium) เป็นกระดูกชิ้นใหญ่ แบนกว้างออกไปทางด้านข้าง ส่วนบนของกระดูกนี้ ตอนหน้าจะเป็นแอ่งเว้า เรียกว่า Ilium fossa และมีส่วนนูนส่วนบนสุด เรียกว่า crest of ilium

2. กระดูกก้น (Ischium) เป็นส่วนล่างและด้านหลังของกระดูกเชิงกราน (pelvis) ด้านล่างสุดของกระดูกเป็นปุ่มใหญ่เรียกว่า ischium tuberosity ซึ่งเป็นที่รองน้ำหนักของร่างกายขณะนั่ง

3. กระดูกหัวหน้า (pubis) เป็นส่วนด้านหน้าของอุ้งเชิงกราน (hip bone) และต่อกับกระดูกหัวหน้า (pubis) ของอีกข้างหนึ่ง ทำให้เกิดรอยต่อตรงกลาง รอยต่อดังกล่าวเป็นจำพวกกระดูกอ่อน เรียกว่า symphysis pubis จะเคลื่อนไหวได้ในขณะหญิงคลอดบุตร ตรงส่วนที่ ischium กับ pubis ต่อกันนี้จะมี foramen ใหญ่ที่สุดเรียกว่า obturator foramen ด้านหลังและเหนือ obturator foramen นี้จะเป็นบ่อลึกลึกลายด้วย เรียกว่า acetabulum ซึ่งเป็นส่วนที่สวมส่วนหัวของกระดูกต้นขา (femur)

- กระดูกส่วนขา (The thigh and leg) แบ่งออกเป็นส่วนต่าง ๆ ดังนี้

1. กระดูกต้นขา (femur) มี 2 ชิ้น เป็นกระดูกที่ยาวที่สุด โดยทั่วไปยาวประมาณหนึ่งในสี่ของความสูงของร่างกาย และยังเป็นกระดูกที่แข็งแรงที่สุด ปลายบนมีปุ่มกลม ซึ่งปุ่มกลมนี้จะไปสวมรับอยู่ใน acetabulum ของกระดูกสะโพก (hip bone) ต่อจากปุ่มกลมใหญ่เรียกว่า neck ปลายล่างต่อกับกระดูกปลายขาและกระดูกสะบ้า หากเรายืนในท่าตรง ตอนปลายของกระดูก

นี้จะเอียงเข้าหากัน ฉะนั้นจึงทำให้เข้ามาชิดกัน ด้านหลังของ shaft จะมีลักษณะเป็นสันนูนตามยาว เรียกว่า linea aspera สำหรับเป็นที่ยึดเกาะของกล้ามเนื้อขา

2. กระดูกสะบ้า (patella of knee cap) มี 2 ชิ้น เป็นกระดูกเล็กแบน ลักษณะรูปสามเหลี่ยม ตั้งอยู่ด้านหน้าของเข่าต่อกับกระดูกต้นขา (femur) กระดูกสะบ้านี้มีเอ็น (tendon) เรียกว่า ligament patella เกาะอยู่ที่ส่วนยอด (apex) เพื่อช่วยยึดกระดูกสะบ้า มีหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนไหวของข้อเข่าให้มั่นคงแข็งแรงขึ้น

- กระดูกขา (The leg)

1. กระดูกขามี 2 ชิ้น คือ กระดูกหน้าแข้ง (Tibia) และกระดูกน่อง (Fibula) อยู่ด้านหน้าและด้านในของขา พื้นปลายบนเว้าเข้าเป็นที่รองรับ condyle ของกระดูกต้นขา (femur) ปลายล่างเล็กกว่าปลายบนมาก มีปุ่มยื่นออกไปด้านข้าง เรียกว่า medial malleolus ซึ่งเป็นตาตุ่มด้านในของเท้า ปลายด้านล่างนี้จะไปต่อกับกระดูก tarsus ทำให้เป็นข้อเท้า กระดูกหน้าแข้ง (tibia) นี้ยังไปต่อกับปลายล่างของกระดูกน่อง (fibular) ด้วย

2. กระดูกน่อง (fibular or calf bone) มี 2 ชิ้น อยู่ในจำพวกกระดูกลักษณะยาว เรียวเล็กกว่ากระดูกหน้าแข้ง (tibia) ปลายบนเป็นรูปสามเหลี่ยมแต่ไม่เรียบ เรียกว่า head ซึ่งเป็นที่ต่อกับกระดูกหน้าแข้ง (แต่ไม่ถึงข้อต่อของเข่า) ปลายล่างยื่นออกมาเป็นปุ่ม เรียกว่า lateral malleolus ซึ่งกลายเป็นตาตุ่มด้านนอกของเท้า ปลายล่างจะต่อกับกระดูกหน้าแข้ง (tibia) และกระดูกข้อเท้า (tarsus)

- กระดูกเท้า (bone of the foot)

1. กระดูกข้อเท้า (tarsus) มีจำนวนข้างละ 7 ชิ้น (รวม 14 ชิ้น) เป็นกระดูกชิ้นใหญ่และแข็งแรงที่สุดของข้อเท้าคือ กระดูกสันเท้า (calcaneus) เป็นที่รองรับน้ำหนักของร่างกาย

2. กระดูกฝ่าเท้า (metatarsus) ประกอบด้วยกระดูกข้างละ 5 ชิ้น (10 ชิ้น) ซึ่งคล้ายกับกระดูกฝ่ามือ กระดูกฝ่าเท้าแต่ละชิ้นจะมีปลายข้างหนึ่งต่อกับกระดูกข้อเท้า ส่วนปลายอีกข้างหนึ่งจะต่อกับกระดูกนิ้วเท้า

3. กระดูกนิ้วเท้า (phalanges) มีจำนวนข้างละ 14 ชิ้น (รวม 28 ชิ้น) เป็นกระดูกชนิดยาว คล้ายกับนิ้วมือแต่สั้นกว่า มีนิ้วเท้าข้างละ 3 ชิ้น ยกเว้น แม่เท้าซึ่งมีเพียง 2 ชิ้น

2.1.5 หน้าที่ของกระดูก (Bone function)

กระดูกมีหน้าที่ที่สำคัญ ดังนี้

1. กระดูกประกอบกันเป็นโครงสร้างแข็ง เป็นโครงร่างของสิ่งที่มีชีวิต และกำหนดขนาดและรูปร่างของสิ่งมีชีวิตนั้น

2. เป็นที่ยึดเกาะของกล้ามเนื้อ (muscles) และเอ็นยึด (ligament) เพื่อให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหว
3. ช่วยรองรับอวัยวะภายในให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้อง
4. ปกป้องอวัยวะภายในมิให้ได้รับบาดเจ็บจากแรงกระทบกระเทือน
5. เป็นที่เก็บสะสมแร่ธาตุสำคัญต่าง ๆ เช่น แคลเซียมและฟอสฟอรัส
6. ภายในกระดูกมีไขกระดูก เป็นแหล่งสร้างเม็ดเลือด

2.2 ระบบกล้ามเนื้อ (Muscle system)

กล้ามเนื้อเป็นเนื้อเยื่อที่มีหน้าที่โดยตรงเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย ประมาณได้ว่าร่างกายมนุษย์โดยทั่วไปประกอบด้วยกล้ามเนื้อมากกว่า 500 มัด และมีน้ำหนักรวมกันประมาณครึ่งหนึ่งของน้ำหนักร่างกายที่เดียว

2.2.1 ชนิดของกล้ามเนื้อ จากการศึกษพบว่ากล้ามเนื้อที่พบในร่างกาย มีอยู่ 3 ชนิด คือ

1. กล้ามเนื้อเรียบ (Smooth Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่ประกอบด้วยเซลล์รูปร่างเรียวยาว มีหัวท้ายแหลมคล้ายกระสวย และมีนิวเคลียส 1 นิวเคลียส อยู่ตรงกลางเซลล์เห็นเด่นชัด เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่นอกอำนาจจิตใจ (Involuntary Muscle) เราไม่สามารถบังคับให้กล้ามเนื้อทำตามคำสั่งของระบบประสาทส่วนกลางได้ การหดและคลายตัวของกล้ามเนื้อชนิดนี้จะเกิดขึ้นซ้ำ ๆ พบที่ผนังของอวัยวะในระบบย่อยอาหาร ระบบขับถ่าย ระบบสืบพันธุ์ และหลอดเลือด

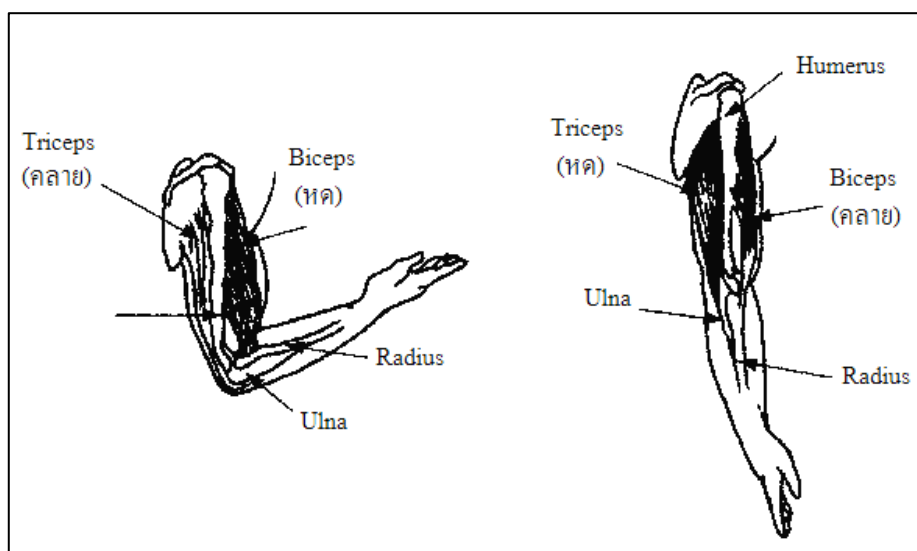
2. กล้ามเนื้อหัวใจ (Cardiac muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่มีลาย ประกอบด้วยเซลล์ที่มีหลายนิวเคลียสอยู่ตรงกลาง โดยแต่ละเซลล์มักจะแยกเป็น 2 แฉก และแต่ละแฉกจะเรียงติดต่อกับแฉกของอีกเซลล์หนึ่ง ทำให้เห็นการเรียงตัวของกล้ามเนื้อหัวใจติดต่อกันคล้ายร่างแห กล้ามเนื้อหัวใจจัดเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่นอกอำนาจจิตใจเช่นเดียวกัน เป็นกล้ามเนื้อที่มีการทำงานติดต่อกันตลอดเวลา และพบเฉพาะที่หัวใจเท่านั้น

3. กล้ามเนื้อลาย (Striated Muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่มีลายเห็นชัดเจน ประกอบด้วยเซลล์ที่มีขนาดใหญ่เป็นรูปทรงกระบอกยาว มีหลายนิวเคลียสเรียงชิดอยู่กับเยื่อหุ้มเซลล์ เป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ในอำนาจจิตใจ (Voluntary Muscle) สามารถสั่งให้ทำงานได้โดยการควบคุมของระบบประสาทส่วนกลางได้

จากการศึกษาพบว่า กล้ามเนื้อลายเป็นกล้ามเนื้อที่พบมากที่สุดในร่างกายโดยจะยึดเกาะอยู่กับกระดูกทั่วทุกส่วนของร่างกาย เช่น แขน ขา ลำตัว ใบหน้า ทำให้เราสามารถเคลื่อนไหวส่วนต่าง ๆ ดังกล่าวได้ จึงอาจเรียกกล้ามเนื้อลายอีกอย่างหนึ่งว่า กล้ามเนื้อยึดกระดูกหรือกล้ามเนื้อโครงร่าง (Skeletal Muscle)

2.2.2 การทำงานของกล้ามเนื้อที่ช่วยในการเคลื่อนไหว

การเคลื่อนไหวของแต่ละส่วนของร่างกายของมนุษย์นั้น เกิดจากการทำงานร่วมกันเป็นคู่ ๆ แบบแอนตาโกนิซึมของกล้ามเนื้อที่ยึดกระดูกอยู่ตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น การงอและการเหยียดแขนเกิดจากการทำงานร่วมกันของกล้ามเนื้อ 2 ชูด คือ กล้ามเนื้อ ไบเซป (Biceps) ซึ่งยึดติดกับกระดูกต้นแขนด้านหน้าและกระดูกเรเดียส (Radius) กับกล้ามเนื้อ ไตรเซป (Triceps) ซึ่งยึดติดกับกระดูกต้นแขนด้านหลังและกระดูกอัลนา (Ulna) เมื่อกล้ามเนื้อไบเซปหดตัว กล้ามเนื้อไตรเซปจะคลายตัวทำให้แขนงอพับขึ้น และเมื่อกล้ามเนื้อไบเซปคลายตัว กล้ามเนื้อไตรเซปก็จะหดตัวทำให้แขนเหยียดออก ดังแสดงในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 การทำงานแบบแอนตาโกนิซึมของกล้ามเนื้อแขน

การทำงานของกล้ามเนื้อแบบแอนตาโกนิซึมในร่างกายมีอยู่มากมายหลายชูดแต่ละชูดก็ทำให้ส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเคลื่อนไหวในทิศทางแตกต่างกัน เช่น

1. กล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวแบบงอหรือเหยียด ได้แก่

1.1 กล้ามเนื้อเฟล็กเซอร์ (Flexor) หมายถึง กล้ามเนื้อที่หดตัวแล้วทำให้อวัยวะส่วนนั้นงอพับ

1.2 กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ (Extensor) หมายถึง กล้ามเนื้อที่หดตัวแล้วทำให้อวัยวะส่วนนั้นเหยียดออก

2. กล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวไปข้างหน้าหรือข้างหลัง ได้แก่

2.1 กล้ามเนื้อโปรแทรกเตอร์ (Protractor) หมายถึง กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หดตัวเพื่อทำให้อวัยวะส่วนนั้นเคลื่อนไหวไปข้างหน้า

2.2 กล้ามเนื้อรีแทรกเตอร์ (Retractor) หมายถึง กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หดตัวเพื่อทำให้อวัยวะส่วนนั้นเคลื่อนไหวไปข้างหลัง

3. กล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวไปข้างหลัง ได้แก่

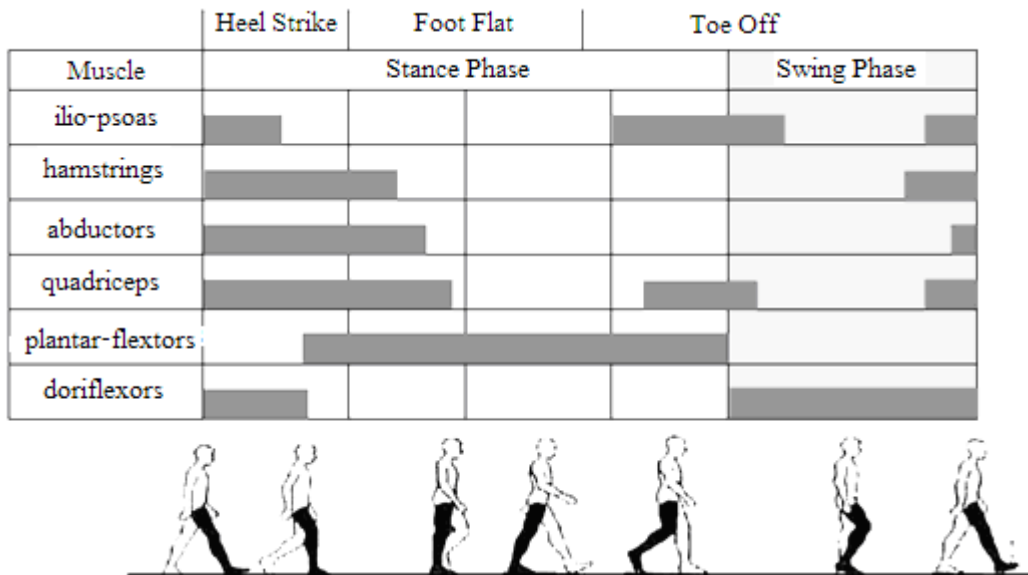
3.1 กล้ามเนื้อแอบดักเตอร์ (Abductor) หมายถึง กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หดตัวเพื่อทำให้อวัยวะส่วนนั้นเคลื่อนไหวออกไปทางด้านข้าง เช่น แขน ขา กางออกไปทางด้านข้าง

3.2 กล้ามเนื้อแอดดักเตอร์ (Adductor) หมายถึง กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หดตัวเพื่อทำให้อวัยวะส่วนนั้นเคลื่อนไหวแนบเข้าลำตัว เช่น การหุบแขนหรือขาเข้าหาลำตัว

4. กล้ามเนื้อที่ทำให้เกิดการหมุน ได้แก่ กล้ามเนื้อโรเตเตอร์ (Rotator) เช่น การหมุนขาเข้าข้างใน (Internal Rotator) การหมุนขาออกด้านนอก (External Rotator) เป็นต้น

2.2.3 การทำงานของกล้ามเนื้อในขณะที่มนุษย์เดิน

การเดินของมนุษย์อาศัยการทำงานของกล้ามเนื้อจำนวนมาก ทำหน้าที่ในการหดและยืดตัว เพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหว

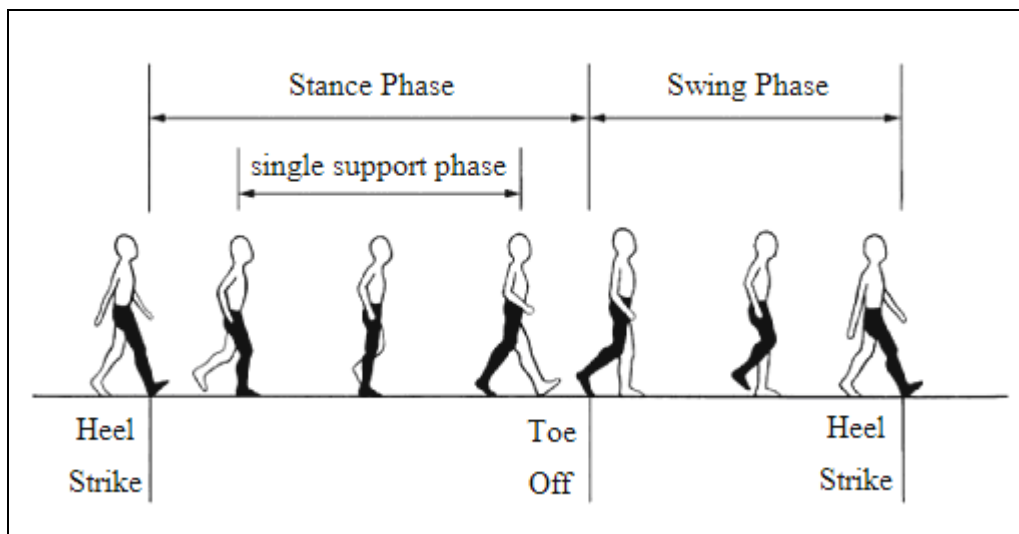


รูปที่ 2.3 กล้ามเนื้อที่ทำงานขณะมนุษย์เดิน ตลอดวงรอบการเดิน

2.3 การเดินของมนุษย์ (Human gait)

การเดิน คือ การเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกัน (alternating) อย่างเป็นจังหวะ (rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์กลางถ่วง (center of gravity) ของร่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจร (cycle) หรือเรียกว่า "gait cycle" ซึ่งครอบคลุมระยะต่าง ๆ คือ

1. stance phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้น ประกอบด้วย
 - 1.1 heel strike คือ ระยะที่ส้นเท้าแตะอยู่กับพื้น
 - 1.2 foot flat คือ ระยะที่ฝ่าเท้าอยู่กับพื้น
 - 1.3 mid stance คือ ระยะที่น้ำหนักตัวลงไปบนเท้าข้างที่สัมผัสพื้น
 - 1.4 push off คือ ระยะที่ส้นเท้าเริ่มยกขึ้นจากพื้น (heel off) ไปจนกระทั่งถึงนิ้วเท้ายกขึ้นจากพื้น (toe off)
 2. swing phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้น ประกอบด้วย
 - 2.1 acceleration ภายหลังพื้น stance phase ก็จะเข้าสู่ระยะเริ่มแรกของ swing phase โดยเริ่มจากเมื่อนิ้วเท้า ยกขึ้นจากพื้นแล้ว เท้าข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้นและสูงขึ้นเมื่อเข้าสู่ระยะ mid swing
 - 2.2 mid swing เป็นระยะกลางของ swing phase เท้าจะยกลอยสูงสุด
 - 2.3 deceleration เป็นระยะสุดท้ายของ swing phase คือเท้าจะเคลื่อนต่ำลงมาจนเกือบถึงพื้นแล้วก็เข้าสู่ระยะของ stance phase ใหม่
 3. double support คือ ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นเวลาเดียวกัน โดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่าง push-off และ toe-off ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระหว่าง heel strike และ foot flat ซึ่งจะพบช่วง double support นี้ในการเดิน แต่จะไม่พบในการวิ่ง
- ระยะเวลาที่ใช้ใน phase ต่าง ๆ ดังรูปที่ 1.10
1. stance phase ใช้เวลา 60% ของ gait cycle
 2. swing phase ใช้เวลา 40% ของ gait cycle
 3. double support ใช้เวลา 20% - 25% ของ gait cycle



รูปที่ 2.4 แสดงลักษณะการเดินของมนุษย์ (human gait) ใน 1 วนรอบการเดิน

ขณะที่เราเดิน Center of Gravity (C.G.) จะเคลื่อนไหวขึ้นและลง C.G. จะเคลื่อนไหวถึงจุดสูงสุดในช่วง mid stance และต่ำสุดช่วง double support ซึ่งในผู้ใหญ่และเพศชายที่ศึกษาไว้แล้วนั้น จะมี vertical displacement 2 นิ้วและ lateral displacement 2 นิ้ว ส่วนกระดูกเชิงกราน (pelvis) จะลดระดับลงตามขาข้างที่ลงน้ำหนักและสลับกับอีกข้างหนึ่ง การเปลี่ยนแปลงนี้เรียกว่า Horizontal dip of pelvis ประมาณ 5 องศา

ลักษณะการเดินปกติ

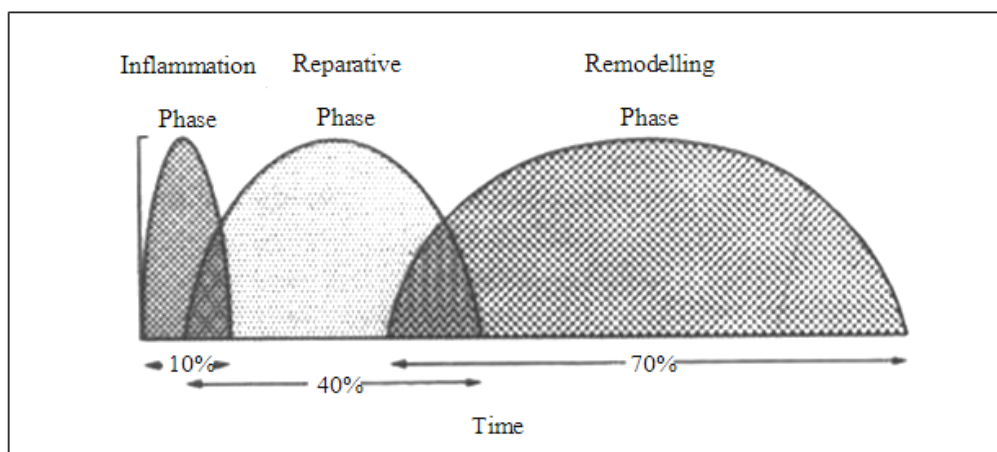
1. vertical displacement of CG = 2 นิ้ว
2. lateral displacement of CG = 2 นิ้ว
3. base of walking = 2 - 4 นิ้ว
4. horizontal dip of pelvis = 5 องศา
5. flexion of knee in mid stance phase = 20 องศา
6. cadence (ฝีเท้า) = 70 - 130 ก้าว/นาที

2.4 การติดของกระดูก (Bone healing)

ทันทีที่มีการแตกหักของกระดูกเกิดขึ้น ร่างกายจะตอบสนองโดยการสร้างขบวนการอักเสบ (Inflammatory process) หลังจากนั้นจะเป็นขบวนการซ่อมแซม (Reparative process) และขบวนการปรับแต่ง (Remodeling process) ทั้งนี้เพื่อให้กระดูกที่หักกลับมาติดกันอีกครั้งในลักษณะเดิมหรือใกล้เคียง ทั้งในเรื่องรูปร่างและหน้าที่ โดยการติดกันของกระดูกจะใช้เวลามากกว่ากล้ามเนื้อและเอ็น เนื่องจากกระดูกเป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่มีเซลล์ค่อนข้างน้อย แต่ขบวนการติดของกระดูกจะเป็นลักษณะ regeneration คือ เป็นการสร้างเนื้อเยื่อในลักษณะเดิมขึ้นมาใหม่ จึงทำให้กระดูกเป็นอวัยวะเดียวในร่างกายมนุษย์ที่เกิดการเชื่อมติดกันโดยไม่มีส่วนที่เป็นพังผืด (fibrosis) หรือแผลเป็น (scar)

2.4.1 ขั้นตอนการติดของกระดูก (Phases of bone healing)

แม้ว่าขบวนการติดกับของกระดูกจะแบ่งออกเป็น 3 ระยะเวลาใหญ่ ๆ ตามที่ได้กล่าวมาแล้ว แต่ในการเกิดขึ้นของแต่ละขบวนการนั้น ไม่ได้เกิดขึ้นหลังจากการสิ้นสุดของขบวนการแรก แต่จะพบว่าขณะที่ขบวนการหนึ่งที่เกิดขึ้นก่อนใกล้ ๆ จะสิ้นสุดลง ขบวนการต่อไปก็จะเริ่มเกิดขึ้นตามมา ทำให้เกิดการคาบเกี่ยวกันระหว่างขบวนการ ดังแสดงในรูปที่ 2.4

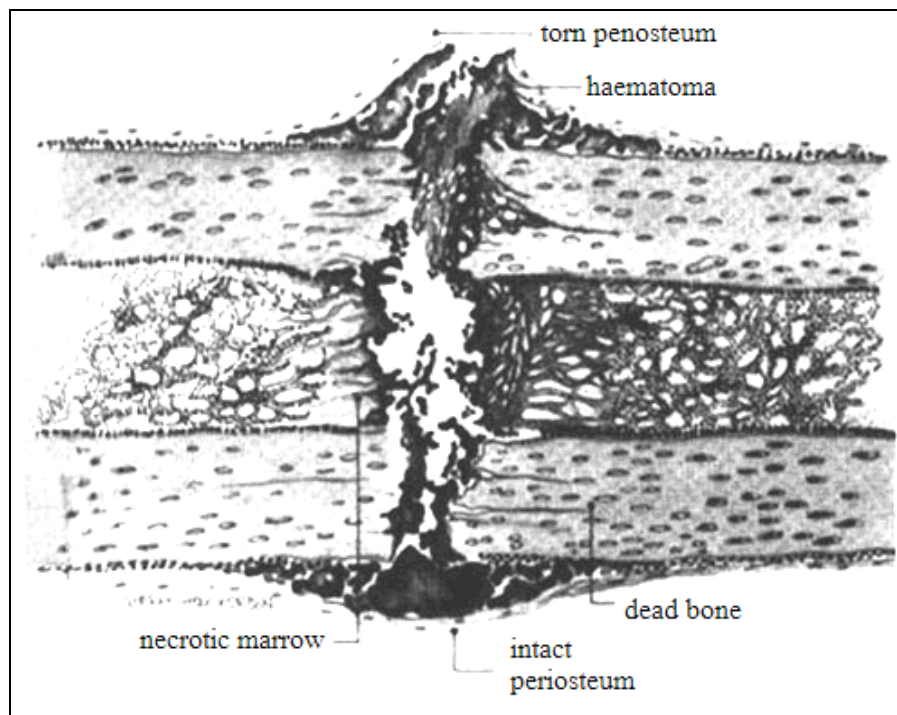


รูปที่ 2.5 ระยะเวลาในแต่ละขบวนการติดของกระดูก ในภาวะกระดูกต้นขาหัก

การติดของกระดูกแบ่งตามระยะเวลาและการเปลี่ยนแปลงบริเวณกระดูกหักได้เป็น 3 ระยะ ดังนี้

1. ระยะอักเสบ (Inflammatory phase) แรงที่ทำให้เกิดการแตกหักของกระดูก นอกจากจะทำลาย เซลล์ (cell) หลอดเลือด (blood vessel) และ bone matrix ของกระดูกแล้ว ยัง

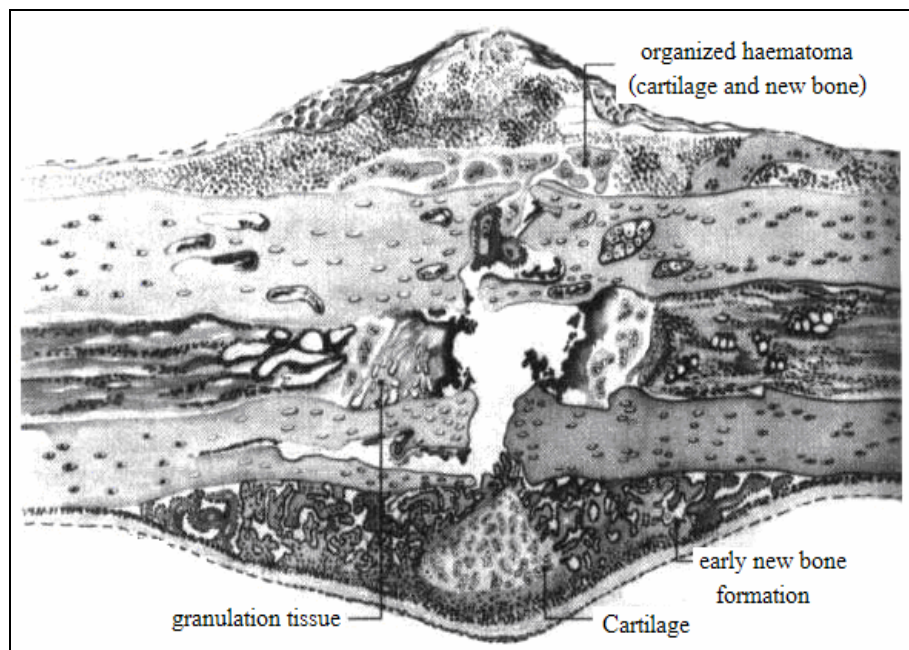
ทำลายเนื้อเยื่อ (soft tissue) อื่น ๆ ที่อยู่โดยรอบอีกด้วย ที่สำคัญได้แก่ เยื่อหุ้มกระดูก (periosteum) และกล้ามเนื้อ (muscle) ทำให้มีเลือดคั่งบริเวณนั้น และในที่สุดจะกลายเป็นก้อนเลือด (hematoma) หุ้มรอบบริเวณรอยหักของกระดูก ในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการปวดและบวม หลังจากนั้นเกร็ดเลือด (platelet) จากก้อนเลือดและเซลล์กระดูกที่ตายแล้ว (cell death) จะทำหน้าที่ช่วยหลังสารนำสื่อ (Inflammatory mediator) เพื่อกระตุ้นให้เซลล์เม็ดเลือดขาวเคลื่อนที่มาบริเวณกระดูกหักเพื่อกำจัด เซลล์ที่ตายแล้วและหลังสาร cytokine กระตุ้นการสร้างหลอดเลือด



รูปที่ 2.6 พยาธิสภาพของระยะอักเสบ ขณะที่กระดูกหัก เยื่อหุ้มกระดูกด้านตรงข้ามกับจุดที่แรงกระแทกจะขาด (ด้านบน) และมีก้อนเลือดเลือดคั่ง ไชกระดูกบริเวณนั้นจะตาย

2. ระยะซ่อมแซม (Reparative phase) เมื่อมีการสร้างหลอดเลือดเข้ามาหล่อเลี้ยง บริเวณรอยหักของกระดูก เซลล์จะได้รับอาหารและออกซิเจนเพียงพอ ทำให้เกิดการแบ่งตัว โดยจะเริ่มจากก้อนเลือด (hematoma) ไปเป็น granulation tissue แล้วจึงกลายเป็น soft callus และเมื่อมีเลือดมาหล่อเลี้ยงยัง soft callus มากขึ้น ส่งผลให้ค่า pH ของเนื้อเยื่อบริเวณนั้น ซึ่งแต่เดิมเป็นกรด ค่อย ๆ เปลี่ยนเป็นกลางมากขึ้น ส่งผลให้ enzyme alkaline phosphatase ทำงานเพื่อกระตุ้นให้เกิดกระบวนการสะสมแร่ธาตุ (mineralization) ของ soft callus ทำให้ก้อน soft callus แข็งขึ้นและมีขนาดใหญ่ขึ้น จนกระทั่งกลายเป็น hard callus ที่มีความแข็งแรงมากขึ้น เรียกการสร้างกระดูกใน

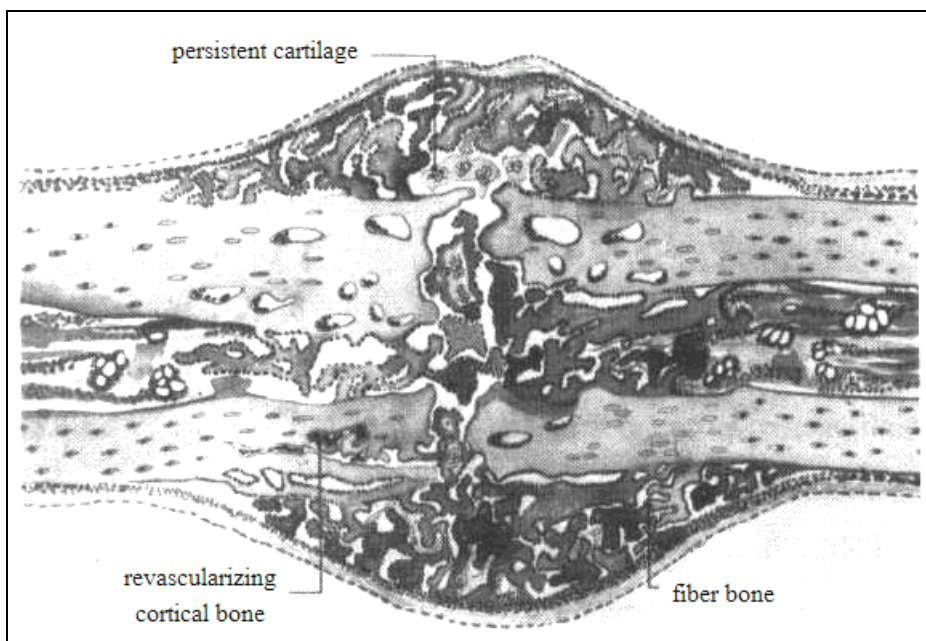
ลักษณะนี้ว่า “endochondral ossification” และจากการศึกษาพบว่า การเรียงตัวของกระดูกสร้างใหม่ (new bone) นี้จะเป็นไปในลักษณะการจัดกระจายไม่เป็นระเบียบ จึงเรียกระดูกชนิดนี้เป็น “woven bone” เมื่อเวลาผ่านไป hard callus จะถูกสร้างมากขึ้น พร้อมกับ soft callus และก้อนเลือด (blood clot) ที่อยู่ข้างในจะหายไปในที่สุด ทำให้ชิ้นของกระดูกถูกยึดเข้าหากันแน่นขึ้น และมีความมั่นคงแข็งแรงมากขึ้น ความเจ็บปวดจากการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูกก็จะลดลง จนกระทั่งไม่มีการเคลื่อนไหวเลย เมื่อ hard callus สร้างเสร็จสมบูรณ์และขนาดเพียงพอ



รูปที่ 2.7 พยาธิสภาพระยะซ่อมแซม ก้อนเลือดเริ่มมีการจัดเรียงตัว และมีการสร้างกระดูกอ่อน (cartilage) เกิดขึ้นที่ใต้เยื่อหุ้มกระดูก (subperiosteum)

3. ระยะปรับแต่ง (Remodeling phase) เป็นขั้นตอนสุดท้ายของขบวนการเชื่อมติดกันของกระดูก เพื่อให้กระดูกที่ถูกสร้างขึ้นให้มีรูปร่างและหน้าที่เหมือนหรือใกล้เคียงของเดิม กล่าวคือ woven bone จะถูกแทนที่ด้วย lamellar bone เพื่อให้เกิดการจัดเรียงตัวอยู่ในลักษณะตามภาระกรรม (mechanical force) ที่เกิดขึ้นกับกระดูกส่วนนั้น ในขณะเดียวกัน callus ส่วนที่เกิดก็จะถูกลบออก (round off) การเปลี่ยนแปลงนี้เป็นไปตาม “Wolff’s law” ซึ่งมีผู้อธิบายปรากฏการณ์นี้ว่า เกิดขึ้นเนื่องจาก เมื่อมีภาระกรรมหรือแรงผ่าน callus ด้านที่อยู่ภายใต้แรงกด (compression) จะมี electronegative เกิดขึ้น แล้วทำการเหนี่ยวนำให้เกิดการจัดเรียงกระดูก (bone forming) ส่วนด้านที่อยู่ภายใต้แรงดึง (tension) จะเป็น electropositive ทำให้เกิด osteoclastic activity ทำให้

กระดูกบริเวณนั้นมีรูปร่างเปลี่ยนแปลงตามภาวะกรรมที่มากระทำกับกระดูก ที่เกิดขึ้นจริงตามสภาพก่อนเกิดการแตกหักของกระดูก ระยะปรับแตงนี้จะเกิดขึ้นภายหลังระยะซ่อมแซม และจะคงอยู่ต่อไปอีกนานหลายปี นั่นคือ fracture callus จะค่อย ๆ เปลี่ยนแปลงรูปร่างและมีความแข็งแรงเพิ่มมากขึ้นเรื่อย ๆ ตามลำดับจนกระทั่งเหมือนหรือใกล้เคียงก่อนกระดูกหัก



รูปที่ 2.8 พยาธิสภาพระยะปรับแตง ร่างกายจะสร้างเส้นใยกระดูก (fiber bone) เพื่อเชื่อมปิดรอยหักของกระดูก

2.4.2 ชนิดของการติดของกระดูก (Types of bone healing)

การติดของกระดูกนั้นสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือการติดของกระดูกโดยตรง และการติดของกระดูกโดยอ้อม

1. การติดของกระดูกโดยตรง (Direct bone healing) คือ การติดของกระดูกโดยที่ไม่มีการสร้าง callus (callus free healing) พบในการรักษาภาวะกระดูกหักโดยใช้เหล็กตามที่ไม่เกิดช่องว่าง หรือมี แต่มีขนาดน้อยกว่า 1 มิลลิเมตร มีความมั่นคงของการตรึงกระดูกสูงมาก (rigid fixation) และมีเลือดหล่อเลี้ยงเพียงพอบริเวณรอยหักกระดูก กระดูกติดโดยตรงสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท ดังนี้

1.1 Contact healing เกิดขึ้นเมื่อมีช่องว่างระหว่างรอยหักน้อยกว่า 2 ไมโครเมตร กระดูกจะติดโดยผ่านจากระยะอักเสบเป็นระยะปรับแตง โดยไม่มีการสร้างกระดูกอ่อน

1.2 Gap healing เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างมากกว่า 200 ไมโครเมตร แต่แคบกว่า 1 มิลลิเมตร ในระยะซ่อมแซมเซลล์กระดูกจะสร้างกระดูก (lamellar bone) ตรงบริเวณรอยต่อก่อนที่ cutting cone (กลุ่มเซลล์ที่เรียงตัวเหมือนแท่นเจาะ) มาปรับแต่งกระดูกในภายหลัง

2. การติดของกระดูกโดยอ้อม (Indirect bone healing) คือ การติดของกระดูกโดยผ่านการสร้าง callus เช่น ในกระดูกหักที่ได้รับการรักษาด้วยการใส่เฟือง ซึ่งมีการเคลื่อนไหวบริเวณรอยหักของกระดูกเล็กน้อย (micromotion) การติดของกระดูกจะผ่านระยะซ่อมแซม โดยเปลี่ยนจาก soft callus เป็น hard callus ก่อนเข้าสู่ระยะปรับแต่ง

โดยจะเห็นว่า การติดของกระดูกแบบโดยตรงและโดยอ้อม มีลักษณะที่แตกต่างกัน จากการศึกษาทางชีวกลศาสตร์พบว่า การติดของกระดูกโดยอ้อม มีความได้เปรียบเชิงกลมากกว่า การติดแบบโดยตรง เนื่องจากเส้นผ่านศูนย์กลางที่กว้างขึ้นบริเวณ callus ทำให้เพิ่มความทนทานต่อแรงบิด (polar moment of inertia) ได้มากกว่าการติดของกระดูกโดยตรง

2.4.3 ปัจจัยที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก (Factors influencing fracture healing)

ปัจจัยที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ ปัจจัยกระตุ้น (promote) และ ปัจจัยที่ส่งผลเสีย (impair)

1. ปัจจัยกระตุ้น ได้แก่

- ฮอร์โมนต่าง ๆ เช่น Growth hormone, Thyroid hormone, calcitonin
- วิตามินที่ช่วยเสริมสร้างกระดูก เช่น วิตามินเอ วิตามินดี
- การกระตุ้นด้วยเครื่องสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic fields) เพื่อช่วยกระตุ้นให้เกิดการแบ่งตัวของเซลล์ (แต่ปัจจุบันการศึกษาทางคลินิกยังไม่สามารถสรุปผลได้ชัดเจน)
- การกระตุ้นด้วยอัลตราซาวด์ความถี่ต่ำ (low-intensity ultrasound) ช่วยกระตุ้นการแบ่งตัวของเซลล์กระดูกและเพิ่มเลือดไปเลี้ยงบริเวณกระดูก จากการศึกษาพบว่าผู้ป่วยที่ใช้การกระตุ้นด้วยอัลตราซาวด์ความถี่ต่ำ ใช้ระยะเวลาในการติดของกระดูกน้อยกว่าผู้ป่วยที่ไม่ใช้การกระตุ้นถึงร้อยละ 38
- การออกกำลังกายและการทำกายภาพบำบัด
- ปริมาณไขกระดูก (bone marrow) และสาร Cytokine ที่ช่วยกระตุ้นให้เกิดการสร้างหลอดเลือด

2. ปัจจัยที่ส่งผลเสียต่อการติดของกระดูก สามารถแบ่งออกได้เป็นปัจจัยด้านผู้ป่วย และปัจจัยด้านรักษา ได้แก่

- อายุ (Age) ผู้ป่วยสูงอายุ กระดูกจะมีความสามารถในการติดซ้ำเมื่อเปรียบเทียบกับเด็ก เช่น กระดูกต้นขาหักในผู้ป่วยอายุ 70 ปี ใช้เวลาในการติดประมาณ 4 เดือน ในขณะที่เด็กอายุ 3 ปี ใช้เวลาเพียง 2 เดือน

- ภาวะทุโภชนาการ (Malnutrition) ผู้ป่วยที่ขาดสารอาหารจะทำให้การสร้างกระดูกซ้ำและขาดความแข็งแรง นอกจากนี้ยังมีผลต่อภูมิคุ้มกันของร่างกาย ทำให้มีโอกาสติดเชื้อได้ง่าย

- โรคประจำตัว เช่น โรคเบาหวาน ไตวาย ซีด ล้วนส่งผลกระทบต่อการสร้างโปรตีนและคอลลาเจน ทำให้กระดูกที่สร้างขึ้นใหม่นั้นไม่แข็งแรง

- ยาบางประเภท ยาต้านอักเสบ (NSAIDs) เช่น indomethacin และยาต้านการแข็งตัวของเลือด (anticoagulant) เช่น warfarin ยาทั้งสองกลุ่มมีผลต่อการติดของกระดูกในระยะซ่อมแซม โดยยับยั้งการสร้างก้อนเลือด (clot formation)

- ความรุนแรงของภัยอันตรายที่ได้รับ (Severity of injury) กระดูกหักที่เกิดจากอุบัติเหตุรุนแรง มีการทำลายกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อนมาก ทำให้หลอดเลือดที่มาเลี้ยงบริเวณกระดูกหักไม่เพียงพอ รวมทั้งเซลล์กระดูกถูกทำลายมาก กระดูกจึงติดยาก

- การสูญหายของชิ้นกระดูก (Bone loss) โดยธรรมชาติแล้วสิ่งทุกอย่างย่อมมีความสามารถในการซ่อมแซมตัวเองอยู่ในระดับหนึ่ง ซึ่งกระบวนการติดของกระดูกก็เช่นกัน ธรรมชาติจะสร้าง callus ขึ้นมาจำนวนหนึ่งเพื่อประสานรอยหักของกระดูก (bridging callus) แต่หากว่ารอยหักของกระดูกกว้างมากโดยอาจมีสาเหตุมาจากการแตกของกระดูกในลักษณะเป็นชิ้นเล็ก ๆ (bone loss) เช่น ในกรณีของกระดูกหักแบบเปิด (open fracture) หรือการหักของชิ้นกระดูกที่ซ้อนเกยกันของปลายกระดูก (over distraction) callus อาจจะมีไม่เพียงพอเพื่อประสานปิดรอยหักดังกล่าว ผลที่ตามมาคือการติดของกระดูกที่ใช้เวลานาน (delayed union) หรือเกิดการไม่ติดกันของกระดูก (non-union) เลย

- การตรึงกระดูกหัก (Immobilization) โดยปัจจัยนี้ถือได้ว่าเป็นปัจจัยที่มีความสำคัญอย่างมากต่อกระบวนการติดของกระดูก จากการทดลองพบว่าการเคลื่อนไหวหรือขยับซ้ำ ๆ จะขัดขวางการเชื่อมติดของกระดูกอย่างมาก ทั้งนี้อาจเป็นเพราะ fibrin ที่เพิ่งจะถูกสร้างขึ้นรอบ ๆ รอยหักกระดูกถูกทำลายลงไปทุกครั้งที่มีการเคลื่อนไหวมากเกินไป ส่งผลทำให้ callus ที่อยู่บริเวณรอบนอกรอยหักกระดูกไม่สามารถผสานและยึดรอยหักดังกล่าวเข้าไว้ด้วยกันได้ ถ้ามีเหตุการณ์เช่นนี้เกิดขึ้นเรื่อย ๆ ในที่สุดก็จะเกิดการไม่ติดกันของกระดูก (non-union) และในทางตรงกันข้ามพบว่า การตรึงกระดูกที่มากเกินไป (too rigid immobilization) ก็เป็นตัวขัดขวางการสร้าง callus ด้วยเช่นกัน ดังนั้นในทางปฏิบัติจะต้องการการตรึงกระดูกที่พอดี ไม่ตรึงแน่นหรือหลวมจนเกินไป (ซึ่งเรียกว่า stable immobilization) ซึ่งการตรึงกระดูกนั้นโดยแท้จริงแล้ว มิใช่ทำเพื่อให้

เกิดการติดกันของกระดูก แต่ทำเพื่อลดความเจ็บปวดของผู้ป่วยให้สามารถใช้แขนขาหรืออวัยวะส่วนนั้นได้เร็วขึ้น รวมทั้งช่วยให้กระดูกนั้นกลับมาอยู่ในสภาวะปกติและอยู่ในแนวเดิม (good alignment) เพราะจริง ๆ แล้วกระบวนการติดกันของกระดูกมีและสามารถเกิดขึ้นได้เองโดยธรรมชาติอยู่แล้วทุกครั้งเมื่อมีการเกิดการหักของกระดูกขึ้น

- การติดเชื้อ (Infection) ทำให้สภาวะแวดล้อมภายในบริเวณกระดูกหักมีสภาวะเป็นกรด ทำให้หลอดเลือดอุดตัน ขัดขวางกระบวนการสร้างกระดูก เนื่องจากร่างกายจะถือว่ากระบวนการสร้างกระดูกนั้นมีความสำคัญน้อยเมื่อเทียบกับการกำจัดสภาวะติดเชื้อ

- กระดูกหักผ่านข้อต่อ (Intraarticular fracture) ในน้ำไขข้อมีเอนไซม์ที่เรียกว่า fibronolysin ซึ่งจะยับยั้งขั้นตอนการสร้างก่อนเลือด

- รังสี (Radiation) พบว่ากระดูกที่ได้รับการฉายรังสีจะติดช้ากว่าปกติ แต่โดยส่วนมากแล้วมันจะไม่ติด (non-union) ทั้งอาจเป็นเพราะผลการฉายรังสีทำให้มีการตายของเซลล์ที่อยู่โดยรอบบริเวณนั้น

- กระดูกหักผ่านเนื้ออก (Pathologic fracture) เนื้ออกบริเวณกระดูกปกติโดยการแย่งสารอาหารและออกซิเจนจากเซลล์กระดูกปกติ นอกจากนี้บริเวณที่มีเนื้ออกจะมีเซลล์กระดูกเหลือน้อย ทำให้กระดูกติดช้าหรือไม่ติด

2.4.4 การติดตามการติดของกระดูกหัก (Monitoring of fracture healing)

การติดตามการติดของกระดูก เป็นขั้นตอนสำคัญที่ช่วยให้แพทย์ทราบความก้าวหน้าของการติดของกระดูก (progression of fracture healing) ทำให้ทราบถึงปัญหา แนวทางการแก้ไข และตัดสินใจเลือกการรักษาที่ถูกต้อง ปัจจุบันการติดตามการติดของกระดูก ใช้อาการทางคลินิก ระยะเวลาที่รักษา และภาพถ่ายรังสีเป็นหลัก ความถี่ของการติดตามความก้าวหน้าของการติดกระดูกขึ้นกับชนิด ตำแหน่ง และวิธีการรักษา โดยเฉลี่ยประมาณทุก 2 ถึง 4 สัปดาห์ โดยอาการทางคลินิกของกระดูกหักจะเป็นปกติ (clinical union) ก่อนเห็นภาพถ่ายรังสีติด (radiographic union) โดยพิจารณาจากคุณภาพของ callus ที่หุ้มรอบกระดูก คุณภาพของการเชื่อมของรอยหักกระดูก หรือคุณภาพการเชื่อมใหม่ที่รอยหัก (cross trabeculation) ระยะเวลาในการติดของกระดูกหักแปรตามอายุ ตำแหน่ง ชนิด และวิธีการรักษา โดยประมาณ คือ

- Shaft of long bone กระดูกทibia ประมาณ 12 สัปดาห์
กระดูกฮิวเมอร์รัส (humerus) ประมาณ 6-8 สัปดาห์
- Metaphysis of long bone กระดูกทibia ประมาณ 12 สัปดาห์
กระดูกเรเดียส (radius) ประมาณ 4-6 สัปดาห์

กระดูกเด็กจะติดเร็วกว่ากระดูกผู้ใหญ่ประมาณ 2 – 6 สัปดาห์ กรณีกระดูกติดช้ากว่าปกติ เรียกว่า กระดูกติดช้า (delayed union) ถ้าไม่มีการติดของกระดูกภายในระยะเวลา 2 เท่าของระยะเวลาปกติ เรียกว่า กระดูกไม่ติด (non-union) อย่างไรก็ตามการใช้ภาพถ่ายรังสีในการแปลผลว่ากระดูกติดหรือไม่ ยังพบความผิดพลาดเกิดขึ้นได้ มีการรายงานพบการเกิดกระดูกหักซ้ำ (refracture) ถึงร้อยละ 11 ของผู้ป่วยกระดูกหน้าแข้ง (tibia) หักที่ได้รับการรักษาแบบเครื่องตรึงกระดูกแบบภายนอก

2.5 ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหักและการรักษาภาวะกระดูกหักในปัจจุบัน

ชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) เป็นการใช้หลักกลศาสตร์ศึกษาต่อโครงสร้างของสิ่งมีชีวิต โดยเฉพาะระบบกล้ามเนื้อและกระดูก เช่น การศึกษาคุณสมบัติของกระดูก กลไกการหักของกระดูก ความแข็งแรงของวัสดุที่ใช้ยึดตามกระดูก เป็นต้น นอกจากนี้ยังเป็นแนวทางในการตัดสินใจเลือกชนิดของเครื่องตามกระดูกที่เหมาะสมกับกระดูกหักแต่ละชนิด

2.5.1 ชีวกลศาสตร์ของกระดูก (Biomechanics of bone)

กระดูกมีคุณสมบัติเชิงกลที่สำคัญ 2 ประการคือ คุณสมบัติ viscoelastic และคุณสมบัติ anisotropic

- คุณสมบัติ viscoelastic คือ คุณสมบัติของกระดูกที่มีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับเวลา (time dependent) เมื่อมีแรงมากระทำ เป็นผลมาจากองค์ประกอบของกระดูกที่มีทั้งส่วนที่เป็น organic และ inorganic

- คุณสมบัติ anisotropic คือ ความแข็งแรงของกระดูกจะขึ้นกับทิศทางของแรงที่มากระทำ (direction force) เนื่องจากการจัดเรียงตัวของเซลล์กระดูก (osteon) มีการเรียงตัวตามแนวแกนกระดูก กระดูกจึงทนแรงตามแนวแกนได้ดีกว่าแรงที่กระทำตามแนวขวาง (transverse)

ตารางที่ 2.1 แสดงค่า ultimate strength ของกระดูกต้นขา (femur) ในมนุษย์

Loading mode	Ultimate strength (MPa)
Longitudinal	
Tension	135 (15.6)
Compression	205 (17.3)
Shear	71 (2.6)
Transverse	
Tension	53 (10.7)
Compression	131 (20.7)

คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกขึ้นกับโครงสร้างของกระดูกและอายุ โครงสร้างของกระดูกแบ่งได้เป็น 2 ส่วนคือ ส่วน cortex และส่วน trabecular โดยกระดูกบริเวณ cortex เป็นส่วนที่หนาและแข็ง กระดูกส่วนนี้จะมีค่า modulus of elasticity สูง ส่วนกระดูกส่วน trabecular ซึ่งอยู่บริเวณ metaphysis จะมีลักษณะเป็นรูพรุนคล้ายฟองน้ำ จึงมีความแข็งแรงน้อยกว่าส่วน cortex 1 - 2 เท่า นอกจากโครงสร้างของกระดูกแล้ว อายุยังเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญ พบว่ากระดูกเด็กมีความพรุน (porosity) มากกว่ากระดูกของผู้ใหญ่ แต่มีปริมาณแคลเซียมในกระดูกน้อยกว่า ทำให้มีค่า stiffness น้อยกว่าในผู้ใหญ่ กระดูกเด็กจึงสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้มากกว่าก่อนหัก ส่วนกระดูกคนชราจะตรงกันข้ามคือ จะเปราะ (brittle) พบว่าค่า yield strength ของกระดูกลดลงประมาณร้อยละ 5 ของอายุที่เพิ่มขึ้นต่อ 10 ปี

2.5.2 ชีวกลศาสตร์ของกระดูกหัก (Biomechanics of fracture)

กระดูกหัก (bone fracture) หมายถึง ภาวะที่เนื้อกระดูกขาดการต่อเนื่อง อาจจะเป็นบางส่วน (incomplete fracture) เช่น การร้าวของกระดูกเป็นรอยยาวมีลักษณะคล้ายเส้นผม (hair-line fracture) หรือทั้งหมด (complete fracture) โดยมักเกิดจากแรงที่กระทำกับกระดูกมีค่ามากกว่ากระดูกนั้นจะสามารถรับได้ แรงที่มากกระทำจนกระทั่งเกิดการแตกหักนั้น แบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ ๆ คือ

1. แรงที่มากกระทำกับกระดูกมีขนาดไม่สูงมากจนทำให้กระดูกหักในการลงน้ำหนักเพียงครั้งเดียว แต่การได้รับแรงกระทำซ้ำ ๆ กัน (cyclic loading) จะทำให้กระดูกเกิดการร้าวภายในเนื่องจากการล้าของเนื้อกระดูกนั้น (fatigue failure) และแตกในที่สุด (fatigue fracture) การ

แตกร้าวชนิดนี้พบในผู้ที่ต้องทำการฝึกหนัก ๆ เช่น ทหาร ตำรวจ นักกีฬา ซึ่งจะไม่ขอก้าวในรายละเอียดในที่นี้

2. แรงที่มากกระทำกับกระดูกโดยมีขนาดสูงมาก ๆ เกินกว่าค่าที่กระดูกนั้นจะสามารถทนทานได้ (ultimate strength) ทันทีในครั้งเดียว ส่งผลทำให้เกิดการหักของกระดูกทันที (acute fracture) โดยอาจแบ่งชนิดของแรงได้เป็น

2.1 แรงกระทำโดยตรง (Direct force) แรงชนิดนี้กระทำต่อกระดูกโดยตรง ณ ตำแหน่งนั้น ๆ และทำให้เกิดการแตกหักเกิดขึ้นที่จุดรับแรง แรงเหล่านี้ได้แก่ การถูกกระสุนปืน การถูกของแข็งฟาดโดยตรง หรือการตกจากที่สูง ลักษณะของการแตกจะชัดเจน คือจะแตกออกเป็นชิ้นเล็ก ๆ ละเอียด (comminution) หรือแตกออกเป็นรอยตัดขวาง (transverse) เป็นต้น

2.2 แรงกระทำโดยอ้อม (Indirect force) เป็นแรงที่ก่อให้เกิดการแตกหักของกระดูกโดยที่ตำแหน่งของการแตกนั้น เป็นคนละตำแหน่งกันแรงที่มากกระทำ อาจแบ่งออกเป็นแรงชนิดต่าง ๆ ดังนี้

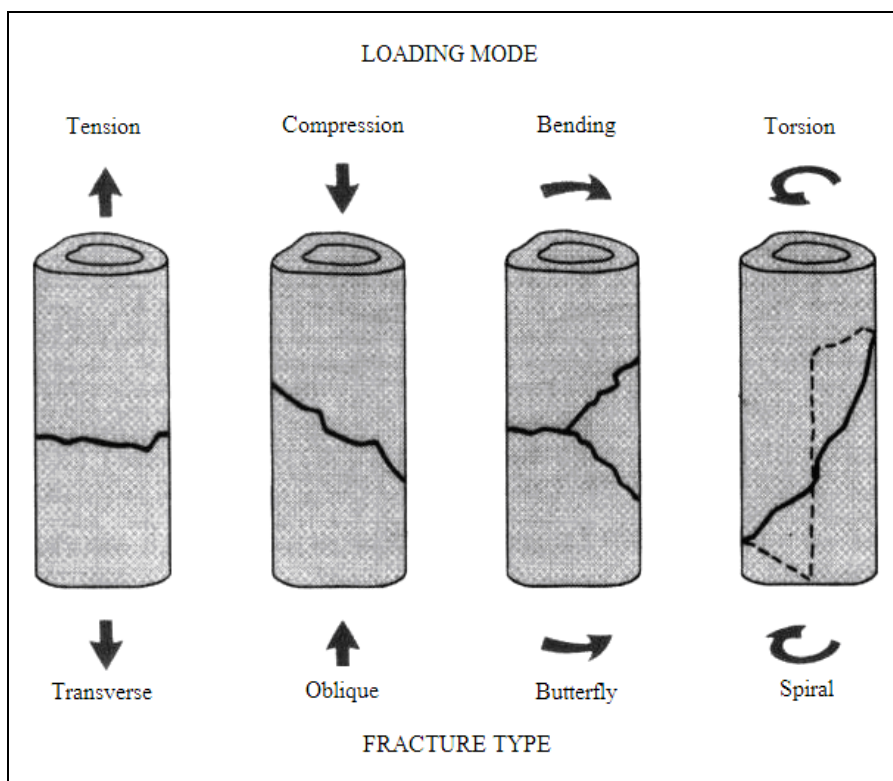
- แรงดัด (bending force) แรงชนิดนี้ก่อให้เกิดการงอตัวของวัตถุที่รูปร่างยาว กล่าวคือ ด้านหนึ่งของวัตถุจะรับแรงกด (compression) ส่วนอีกด้านหนึ่งจะรับแรงดึง (tension) ส่งผลให้เกิดการแตกของกระดูกในลักษณะแนวขวาง (transverse fracture) หรือมีการแตกละเอียดซีกหนึ่ง

- แรงบิดหมุน (rotational force) เป็นแรงที่กระทำรอบแกนตามแนวยาวของวัตถุ ทำให้วัตถุผิดรูป การหมุนรอบเป็นเกลียวรอบแกนตามแนวยาวของวัตถุนั้น จะทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกเป็นรูปเกลียว (spiral fracture)

- แรงที่กระทำตามแนวยาวของวัตถุ (axial load) แรงลักษณะนี้จะทำให้เกิดความเครียด (stress) แล้วส่งผลให้เกิดการผิดรูปขึ้น หากมีจุดอ่อนในวัตถุที่ทำให้แนวแรงผ่านไปไม่สะดวกก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลงแนวแรงบริเวณนั้นอย่างรวดเร็ว ซึ่งจะทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกบริเวณนั้นในลักษณะการระเบิดออกมาในทุก ๆ ทิศทาง (burst fracture)

- แรงเฉือน (shear force) แรงที่กระทำนี้จะไม่ได้กระทำในลักษณะเป็นจุด แต่จะกระทำเป็นแนวต่อเนื่องกัน ทำให้บริเวณรอบนอกของแนวแรงในทิศทางตรงกันข้ามเกิดความเครียด (shear stress) ขึ้น ลักษณะของ shear force จะทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกในลักษณะหลายท่อนได้ (segmental fracture)

- แรงดึง (traction force) ทำให้วัตถุขาดออกจากกันในลักษณะเป็นแนวขวาง (transverse fracture)



รูปที่ 2.9 รูปแบบการหักของกระดูก จากแรงกระทำชนิดต่าง ๆ

2.5.4 ชีวกลศาสตร์ของการติดของกระดูกหัก (Biomechanics of fracture healing)

ชีวกลศาสตร์ของการติดกระดูก เป็นการศึกษความแข็งแรงบริเวณกระดูกหัก ซึ่งขึ้นกับชนิดของกระดูก ระยะเวลาและวิธีการรักษา ซึ่งสามารถแบ่งขั้นตอนของการติดกระดูกตามหลักชีวกลศาสตร์เป็น 4 ขั้นตอน ได้แก่

ขั้นที่ 1 เป็นช่วงแรกของกระดูกหัก (3 สัปดาห์แรก) บริเวณกระดูกหักจะมีลักษณะคล้ายยาง (rubbery) ถ้าได้รับแรงกระทำ กระดูกจะหักซ้ำบริเวณเดิม ด้วยแรงเพียงเล็กน้อย

ขั้นที่ 2 ประมาณสัปดาห์ที่ 4 ความแข็งแรงบริเวณกระดูกจะเพิ่มขึ้นใกล้เคียงกระดูกปกติ แต่อย่างไรก็ตามถ้าได้รับแรงกระทำ กระดูกสามารถหักซ้ำบริเวณเดิม

ขั้นที่ 3 บริเวณกระดูกหักจะมีความแข็งแรงเท่ากับบริเวณ cortex กระดูกจะหักผ่านทั้งกระดูกปกติและกระดูกบริเวณเดิม

ขั้นที่ 4 ความแข็งแรงของบริเวณกระดูกหักเท่ากับกระดูกปกติ

2.6 การรักษาภาวะกระดูกหัก (Treatments of bone fracture)

การรักษาภาวะกระดูกหักมีขั้นตอนในการรักษา 2 ขั้นตอนหลัก ๆ ได้แก่ การจัดเรียงกระดูกเข้าที่ (reduction) และการค้ำกระดูก (retention) จนกระทั่งกระดูกติด โดยทั้งสองขั้นตอนเป็นขั้นตอนสำคัญที่ส่งผลต่อการติดของกระดูกและการเกิดภาวะแทรกซ้อน

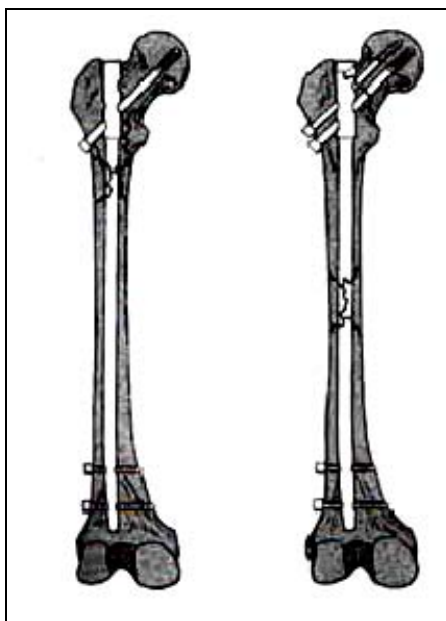
1. การจัดกระดูกเข้าที่ (Reduction of fracture) เป็นการจัดเรียงกระดูกที่แตกให้อยู่ในแนว (alignment) ที่ปกติหรือยอมรับได้ (acceptable alignment) โดยกระดูกแต่ละตำแหน่งมีค่าที่สามารถยอมรับได้แตกต่างกัน ขึ้นกับอายุ ตำแหน่งและชนิดของกระดูก หลักสำคัญของการจัดกระดูกให้เข้าที่ คือการเอาชนะแรงที่ทำให้เกิดการเคลื่อนที่ (displacement) ของกระดูกหัก ซึ่งได้แก่ แรงกระทำที่ทำให้เกิดกระดูกหัก แรงโน้มถ่วงของโลกและแรงดึงจากกล้ามเนื้อ

2. การค้ำกระดูกหัก (Retention of fracture) ซึ่งถือได้ว่าเป็นหัวใจสำคัญของการรักษาภาวะกระดูกหัก เป็นขั้นตอนที่ต้องใช้เวลาและมีภาวะแทรกซ้อนมากกว่าทุกขั้นตอน เนื่องจากกระดูกเป็นอวัยวะที่ใช้ระยะเวลาในการติดนาน หลักสำคัญของการค้ำกระดูกคือจำกัดการเคลื่อนที่ของกระดูก (stabilization) โดยไม่ทำลายหรือขัดขวางขบวนการทางชีวภาพ (biological process) การติดของกระดูกและไม่ทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนจากวิธีค้ำกระดูกนั้น ๆ

2.6.1 การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ป่วย

การรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ใหญ่ในปัจจุบันนั้น จะใช้การค้ำกระดูกโดยวิธีการผ่าตัด มีหลักสำคัญคือการใช้วัสดุค้ำกระดูกทำหน้าที่เป็นโครงสร้างให้ความแข็งแรง (mechanical support) ชั่วคราวระหว่างรอการติดของกระดูก ทำให้กระดูกอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม และสามารถเคลื่อนไหวได้โดยเร็ว โดยไม่ทำลายเส้นเลือดที่มาหล่อเลี้ยงกระดูก ซึ่งในปัจจุบันสามารถแบ่งการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในผู้ใหญ่ที่นิยมใช้ในประเทศไทยออกเป็น 2 วิธี คือ

1. การใช้แกนค้ำกระดูก (nail) แกนค้ำกระดูกเป็นวัสดุค้ำกระดูกที่เริ่มเป็นที่นิยมใช้ในปัจจุบันเนื่องจากข้อได้เปรียบทางชีวกลศาสตร์ เนื่องจากเป็น load-shearing device คือกระดูกแบ่งรับแรงพร้อมกับแกนค้ำกระดูก อย่างไรก็ตามราคาของแกนค้ำกระดูกส่วนใหญ่ยังมีราคาแพง และใช้เทคนิคในการผ่าตัดเพื่อใส่ยาก ซึ่งสามารถแบ่งชนิดของแกนค้ำกระดูกตามลักษณะ เช่น แกนค้ำกระดูกแบบตัน แกนค้ำกระดูกแบบกลวง ดังแสดงดังรูป 2.10



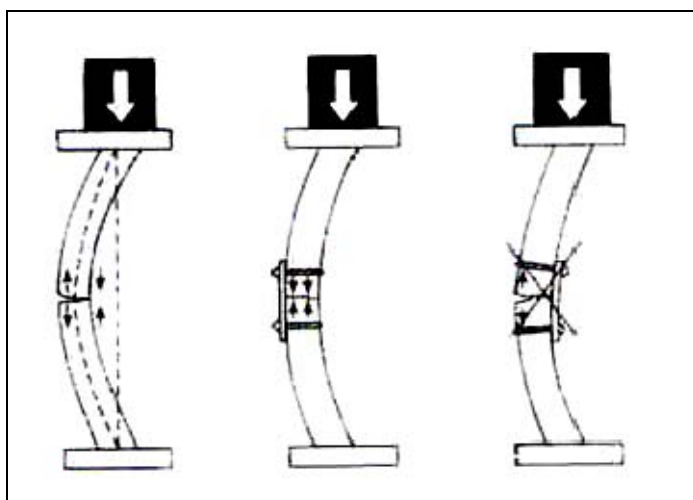
รูปที่ 2.10 แคนดามกระดูก

2. การใช้แผ่นโลหะดามกระดูกร่วมกับสกรู (plate and screw) การใช้แผ่นโลหะดามกระดูกร่วมกับสกรูเป็นวิธีการรักษาภาวะกระดูกหักที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในประเทศไทย เนื่องจากราคาวัสดุที่ต่ำกว่าการใช้แกนโลหะ ใช้เทคนิคในการผ่าตัดง่ายกว่า ในขณะที่ให้อัตราการติดของกระดูกที่เท่ากับแบบแกนโลหะ ซึ่งในปัจจุบันแผ่นโลหะดามกระดูกบางออกเป็นหลายชนิด และผลิตจากหลายบริษัท แต่ที่นิยมใช้มากที่สุด ได้แก่ แผ่นรับแรงอัดทางพลศาสตร์ (Dynamics Compression Plate, DCP) และ Limited-Contact Dynamics Compression Plate, LC-DCP โดย LC-DCP ถูกพัฒนามาจาก DCP เพื่อลดข้อด้อยในเรื่องของผิวสัมผัสระหว่างกระดูกและแผ่นโลหะและเปลี่ยนวัสดุเป็นไทเทเนียม (titanium) เพื่อให้มีคุณสมบัติความเข้ากันได้ดีกับกระดูก (biocompatible) แต่ทำให้ LC-DCP มีราคาสูงขึ้นตามไปด้วย ดังนั้น DCP ซึ่งผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (316L) จึงยังคงเป็นที่ใช้กันอย่างกว้างขวางอยู่ ส่วนสกรูที่ใช้ร่วมกับแผ่นโลหะดามกระดูกจะแบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ Cortical screw เป็นสกรูที่ยึดบริเวณส่วน cortex มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางตั้งแต่ 1.5 – 4.5 มิลลิเมตร โดยจะมีเกลียวเต็มตลอดความยาวของสกรู สกรูอีกประเภทหนึ่งคือ Cancellous screw คือสกรูที่ยึดบริเวณ epiphysis และ metaphysis มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 4 – 7.3 มิลลิเมตร มีเกลียวไม่เต็มตลอดความยาวของสกรู โดยในทางการแพทย์ระบุไว้ว่ากรณีกระดูกต้นขาหัก จะต้องใช้สกรูยึดแต่ละชิ้นกระดูก (bone fragment) 6 – 8 cortices หรือ 3 – 4 ตัว ต่อชิ้นกระดูก

2.6.2 หน้าที่ของแผ่นตามกระดูก (Function of plate)

แผ่นตามกระดูกที่หน้าที่ 2 ประการ ในการยึดกระดูกหัก ได้แก่

1. ทำให้เกิดแรงอัดในแนวแกน (axial compression) ทำให้ช่องว่างระหว่างรอยหักของกระดูก (fracture gap) ลดลง เพิ่มความต้านทานต่อแรงเฉือน (shear force) วิธีการใส่แผ่นตามกระดูกจะอาศัยหลัก tension band ก็จะต้องใส่แผ่นตามกระดูกในด้าน tension ดังแสดงดังรูปที่ 2.11



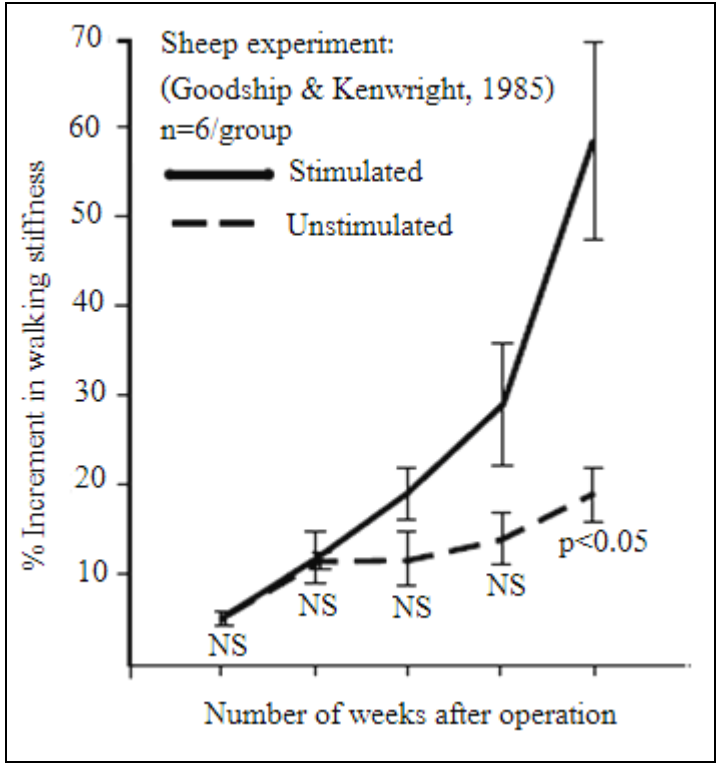
รูปที่ 2.11 การยึดตามกระดูกด้วยแผ่นตามกระดูก

2. Neutralization แผ่นตามกระดูกทำหน้าที่ยึดกระดูก เพื่อช่วยถ่ายแรงจากชิ้นกระดูกส่วนต้นไปยังกระดูกส่วนปลาย

2.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับภาวะกระดูกหักและการติดของกระดูก

จากที่ปริทัศน์วรรณกรรมข้างต้น ได้กล่าวถึงขั้นตอนการติดของกระดูก (process of bone healing) รวมทั้งปัจจัยด้านต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการติดของกระดูก ตลอดจนวิธีการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักในปัจจุบัน โดยสามารถสรุปได้ว่า การขยับของรอยหักกระดูกสามารถกระตุ้นให้เกิดการสร้างเซลล์กระดูก ส่งผลถึงการติดของกระดูก ซึ่งการขยับหรือเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกนี้ หากเคลื่อนไหวมากเกินไป ก็จะส่งผลให้กระดูกไม่ติดกัน (non-union) และในทางตรงกันข้ามหากเคลื่อนไหวน้อยเกินไป กระดูกก็จะติดกันช้าลง (delayed union) ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีดัชนีที่สามารถวัดการขยับตัวที่อยู่ในช่วงที่เหมาะสม ซึ่งก็คือ Interfragmentary strain, IFS ซึ่งถูกเสนอ

ขึ้นโดย Dr.Stephan M. Perren ในปี 1979 โดยค่า IFS เท่ากับ $IFM/L \times 100\%$ เมื่อ IFM คือ Interfragmentary Movement (การเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูก) และ L คือ ขนาดช่องว่างของรอยหักกระดูก หรืออาจกล่าวได้ว่า IFS คือการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกเทียบกับความกว้างของรอยหักกระดูก โดยในการทดลองของ Dr.Perren ได้ทำการทดลองที่รอยหักของกระดูกน้อยกว่า 1 มิลลิเมตร ซึ่งการติดของกระดูกจะเป็นแบบการติดโดยตรง และสามารถสรุปค่า IFS ที่มีผลต่อการสร้างกระดูกใหม่เท่า 2% หลังจากนั้นในปี 1985 A.E. Goodship และ J.Kenwright ได้ทำการศึกษาภาวะกระดูกหน้าแข้งหักในแกะ โดยแบ่งแกะออกเป็น 2 กลุ่ม ๆ ละ 6 ตัว ทำการตัดกระดูกหน้าแข้งแกะในลักษณะตัดขวาง (transverse) ความกว้าง 3 มิลลิเมตร แล้วใช้การตามกระดูกแบบภายนอก (external fixation) กลุ่มแรกควบคุมไม่ให้เกิดการขยับตัวของรอยหัก ส่วนอีกกลุ่มหนึ่งควบคุมให้เกิดการขยับของรอยหักเท่ากับ 1 มิลลิเมตร (หรือคิดเป็น IFS 33.33%) เป็นเวลาทั้งสิ้น 12 สัปดาห์ โดยทำการวัดผล walking stiffness ทุก ๆ สัปดาห์ โดยพบว่า กลุ่มที่ควบคุมให้เกิดการขยับตัวมี walking stiffness สูงกว่ากลุ่มที่ถูกควบคุมอย่างเห็นได้ชัด จึงสามารถสรุปได้ว่า การขยับตัวที่เหมาะสม มีผลต่อการสร้างกระดูกใหม่



รูปที่ 2.12 ผลการทดลองในแกะของ A.E. Goodship และ J.Kenwright (1985)

หลังจากนั้น ในปี 1998 L.E. Claes และคณะ ได้ทำการศึกษาในทางชีววิทยา โดยทำการทดลองในแกะ (experiment) และไฟไนต์เอลิเมนต์ (simulation) สำหรับรอยหักกระดูกที่มากกว่า 1 มิลลิเมตร ซึ่งการติดของกระดูกจะเป็นแบบโดยอ้อม และพบการสร้าง callus โดยสามารถสรุป IFS ได้ ดังนี้ IFS น้อยกว่า 5% จะเกิดการสร้างหรือการสะสมของแคลเซียมภายในเยื่อหุ้มกระดูก (Intramembranous bone formation) ซึ่งมีอาจมีการพัฒนาเป็นกระดูกต่อไป และหาก IFS อยู่ในช่วง 5% - 15% จะกระตุ้นให้เกิดเซลล์กระดูกอ่อน (Endochronral ossification) แล้วเปลี่ยนเป็นกระดูก แต่หาก IFS มากกว่า 15% จะทำให้กระดูกไม่ติดกัน (non-union)

จากการศึกษางานวิจัยจากเอกสารอ้างอิงทั้งหมด ทำให้สามารถสรุปค่า IFS ที่อยู่ในช่วงที่เหมาะสมได้เท่ากับ 5% - 15% จึงจะทำให้เกิดการสร้างกระดูกใหม่ที่มีความแข็งแรง ซึ่งการควบคุมให้ได้ค่า IFS อยู่ในช่วงที่เหมาะสมดังกล่าวนี้สามารถทำได้โดยการยึดตรึง (immobilization) โลหะตามกระดูกด้วยรูปแบบการยึดตรึง ที่ช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกในแบบที่มีความมั่นคงเหมาะสม (stable immobilization)

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการดำเนินงานวิจัย โดยจะเริ่มจากการทำการทดสอบโปรแกรมที่ใช้ในการวิเคราะห์ หลังจากนั้นจะเป็นการจำลองปัญหาหรือหักของกระดูก ได้แก่ แบบจำลองของกระดูกต้นขา แบบจำลองของแผ่น DCP และสกรู รูปแบบการยึดสกรูทั้งหมดที่ทำการวิเคราะห์ หลังจากนั้นจะเป็นวิธีการจำลองภาระกรรมในรูปแบบการยื่นและการเดินของผู้ป่วย รวมทั้งคุณสมบัติเชิงกลต่าง ๆ ที่ใช้ในการวิเคราะห์

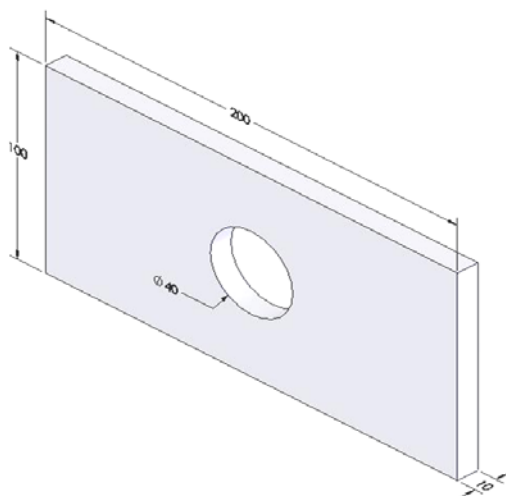
3.1 การทดสอบโปรแกรม ANSYS Workbench Version 11

วัตถุประสงค์หลักของการทดสอบ โปรแกรม นั้น มีได้มีขึ้นเพื่อการตรวจสอบความถูกต้องแม่นยำของโปรแกรม เนื่องจากโปรแกรมยอมถูกทำการทดสอบมาเป็นอย่างดีโดยบริษัทผู้ผลิตก่อนนำออกจำหน่าย และนอกจากนั้น โปรแกรม ANSYS Workbench เป็นโปรแกรมที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางในงานวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังนั้นในขั้นตอนของการทดสอบโปรแกรมนี้ มีขึ้นเพื่อให้ผู้ใช้ได้มีโอกาสศึกษาการใช้โปรแกรมอย่างถูกต้อง รวมทั้งเป็นการฝึกฝนทักษะในการใช้โปรแกรมเพื่อนำมาใช้ในการวิจัยต่อไป

สำหรับปัญหาที่จะนำมาทดสอบโปรแกรม นั้น จะเป็นการวิเคราะห์ความเครียดที่เกิดขึ้นบนแผ่นโลหะสี่เหลี่ยมที่มีรูเจาะวงกลมบริเวณกึ่งกลาง ปลายด้านหนึ่งถูกจับยึดแน่น (Fixed support) ส่วนปลายอีกด้านหนึ่ง ตกอยู่ภายใต้ภาระกรรมจากแรงดึง (tension) ที่เลือกทำการทดสอบโปรแกรมโดยทำการวิเคราะห์ปัญหานี้ เนื่องจากเป็นปัญหาที่สามารถหาผลเฉลยได้ด้วยการคำนวณเชิงทฤษฎี อีกทั้งมีความสอดคล้องกับแบบจำลองในงานวิจัยคือการวิเคราะห์ความเครียดที่เกิดขึ้นบริเวณช่องว่างรอยหักของกระดูกต้นขา ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

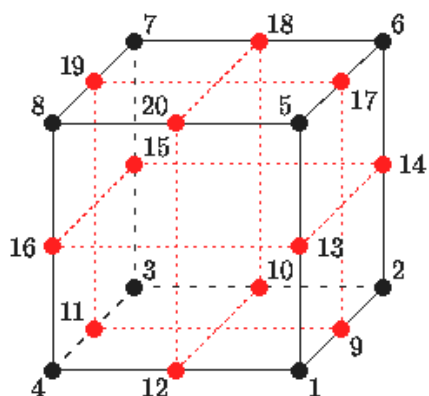
3.1.1 การสร้างแบบจำลองของแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู

เริ่มต้นจากการสร้างแผ่นโลหะสี่เหลี่ยมผืนผ้าซึ่งมีขนาด กว้าง $b = 100$ มิลลิเมตร หนา $h = 10$ มิลลิเมตร มีรูเจาะขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง $d = 40$ มิลลิเมตร รับแรงดึงมีทิศทางในแนวนอน P เท่ากับ 25,000 ปอนด์ หรือ 111,210 นิวตัน ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ดังแสดงในรูปที่ 3.1

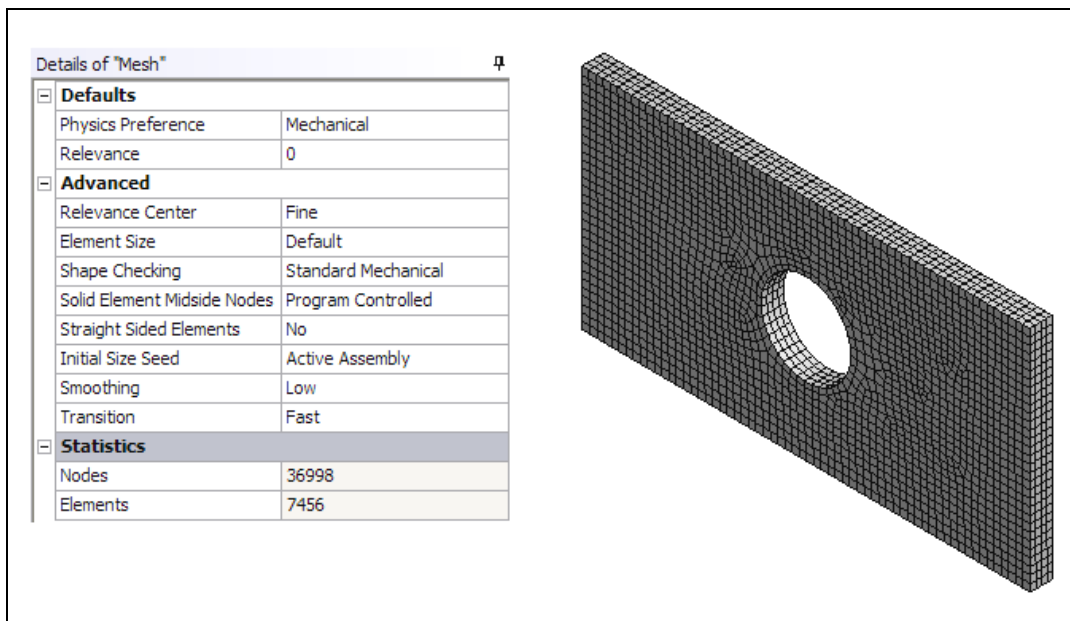


รูปที่ 3.1 แผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่สร้างจากโปรแกรม ANSYS Workbench V.11

จากนั้นทำการสร้างเมช (mesh) โดยโปรแกรม ANSYS Workbench V.11 จะสร้างและกำหนดขนาดของเอลิเมนต์แบบอัตโนมิติ ซึ่งสำหรับชิ้นงานนี้โปรแกรมสร้างเอลิเมนต์รูปทรง 20 Node Quadratic Hexahedral หรือ รูปทรงหกหน้าแบบ 20 โหนดเป็นตัวเลือกอัตโนมิติ (Default) ดังรูป 3.2 และลักษณะการสร้างเมชบนวัตถุดังรูป 3.3 ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการกำหนดคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ โดยวัตถุที่ทำการวิเคราะห์นี้ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม AISI 304 ซึ่งสามารถใช้คุณสมบัติเชิงกลพื้นฐานของวัสดุที่มีอยู่ในข้อมูลคุณสมบัติของโปรแกรม ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.2 รูปทรงเอลิเมนต์แบบหกหน้า (20 nodes)

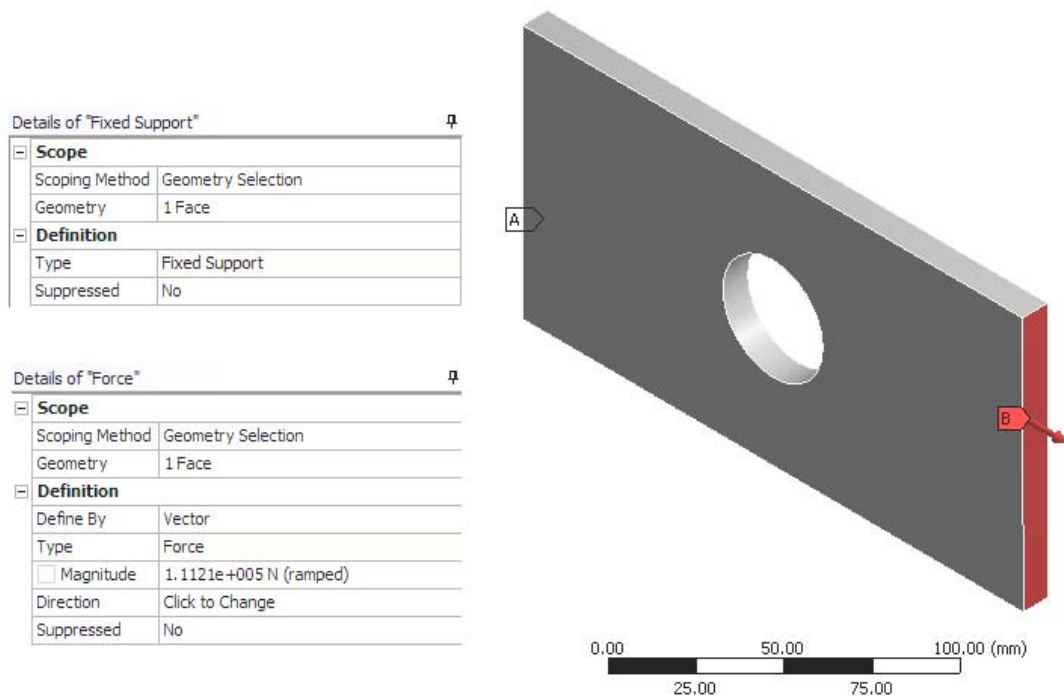


รูปที่ 3.3 สร้างเอลิเมนต์ให้กับชิ้นงาน

Stainless Steel AISI304	
Structural Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Young's Modulus	1.93e+005 MPa
<input type="checkbox"/> Poisson's Ratio	0.31
<input type="checkbox"/> Density	7.75e-006 kg/mm
<input type="checkbox"/> Thermal Expansion	1.7e-005 1/°C
<input type="checkbox"/> Tensile Yield Strength	207. MPa
<input type="checkbox"/> Compressive Yield Strength	207. MPa
<input type="checkbox"/> Tensile Ultimate Strength	586. MPa
<input type="checkbox"/> Compressive Ultimate Strength	0. MPa
Thermal Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Thermal Conductivity	1.51e-002 W/mm·°C
<input type="checkbox"/> Specific Heat	480. J/kg·°C
Electromagnetics Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Relative Permeability	10000
<input type="checkbox"/> Resistivity	7.7e-004 Ohm·mm

รูปที่ 3.4 ตารางคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ AISI 304

จากนั้นเริ่มทำการวิเคราะห์ โดยเริ่มจากการกำหนดชนิดการจับยึด (Supports) เป็นแบบจับยึดแน่น (Fixed) และแรงกระทำ (Loads) กำหนดเป็นแรงดึง (Tension) ที่กระทำแบบตั้งฉากบนพื้นผิว (Normal force) ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.5 การกำหนดการจับยึดและแรงที่กระทำบนชิ้นงาน

3.1.2 ผลลัพธ์จากการวิเคราะห์โดยโปรแกรม

กำหนดให้โปรแกรมทำการวิเคราะห์หาความเค้นและเครียดสูงสุดที่เกิดบนแผ่นโลหะสี่เหลี่ยมเจาะรูนี้ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้แสดงในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ผลลัพธ์สูงสุดที่ได้จากการวิเคราะห์แผ่นโลหะสี่เหลี่ยมเจาะรูด้วยโปรแกรม ANSYS

Workbench Version 11

Maximum Stress (MPa)	Maximum Strain (mm/mm)
422.53	0.0021893

3.1.3 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรมและจากการคำนวณ

แผ่นโลหะสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาดความกว้าง 100 มิลลิเมตร ยาว 200 มิลลิเมตร และหนา 10 มิลลิเมตร เจาะรูตรงกลางแผ่นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร รับแรงดึงขนาด 25,000 ปอนด์ หรือ 111,210 นิวตัน สามารถคำนวณหาผลลัพธ์ได้ ดังนี้ กำหนดให้

σ_n คือ ความเค้นตั้งฉากเฉลี่ยบนระนาบหน้าตัดช่วงเจาะรู

K_n คือ ค่าความเข้มของความเค้น

σ_{max} คือ ค่าความเค้นหลักสูงสุด

คำนวณหาค่าความเค้นตั้งฉากที่ตำแหน่งระนาบหน้าตัดกึ่งกลางรูเจาะ ซึ่งจะเกิดค่าความเค้นตั้งฉากที่สูงที่สุด

$$\sigma_n = \frac{P}{A} = \frac{111210}{(100 - 40) \times 10} = 185.35 \text{ MPa}$$

$$K_n = 2.25$$

$$\sigma_{max} = K_n \times \sigma_n = 185.35 \times 2.25 = 417.04 \text{ MPa}$$

จากนั้นนำไปหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดจากการหาผลลัพธ์ค่าความเค้นหลักด้วย ANSYS Workbench Version 11 เท่ากับ

$$\text{error} = \left| \frac{\text{Theory's result} - \text{ANSYS's result}}{\text{Theory's result}} \right| \times 100\%$$

$$= \left| \frac{417.04 - 422.53}{417.04} \right| \times 100\%$$

$$= 1.316\%$$

จะเห็นว่าค่าความผิดพลาดจากการวิเคราะห์ความเค้นสูงสุดมีค่า 1.316% ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ แต่หากต้องการให้ค่าความผิดพลาดมีค่าลดลงอีก สามารถลดขนาดของเอลิเมนต์ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่มีความละเอียดมากเพิ่มขึ้น

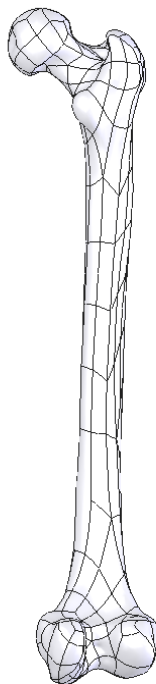
3.2 การจำลองปัญหาหายหักของกระดูกต้นขา

ในงานวิจัยนี้เป็นการวิเคราะห์การหักของกระดูกต้นขาบริเวณกึ่งกลาง (femoral shaft fracture) โดยมีรูปแบบการหักเป็นแบบตัดขวาง (transverse osteotomy) และเนื่องจากกระดูกต้นขามีรูปร่างที่ซับซ้อน จึงไม่สามารถขึ้นรูปด้วยโปรแกรม CAD (Computer Aid Design) ทั่วไป เช่น SolidWorks ได้ และแม้ว่าในปัจจุบันจะมีแบบจำลองกระดูกต้นขาที่ผลิตขึ้นเพื่อนำมาใช้ในการวิเคราะห์ด้านต่าง ๆ เช่น composite femur, Third-generation femur# 3306 – Pacific Research Laboratories โดยมีรูปร่างที่ใกล้เคียงกับกระดูกต้นขาจริงมาก แต่แบบจำลองดังกล่าวมีความยาว 485 มิลลิเมตร หรือเทียบเท่ากับมนุษย์ที่มีความสูงเท่ากับ 194 เซนติเมตร (ความยาวของกระดูกต้นขามนุษย์เท่ากับหนึ่งส่วนสี่เท่าของความสูง) และมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 32 มิลลิเมตร ซึ่งขนาดดังกล่าวเป็นขนาดกระดูกต้นขาของชาวตะวันตก จึงไม่เหมาะกับงานวิจัยที่ต้องการศึกษาขนาดของกระดูกสำหรับคนเอเชีย เพื่อให้นำมาซึ่งการเกิดประโยชน์สูงสุด

สำหรับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์ จะเริ่มจากการสร้างแบบจำลองของกระดูกต้นขา และแบบจำลอง DCP และสกรู หลังจากนั้นจะนำมาประกอบกัน ตามรูปแบบที่กำหนด

3.2.1 แบบจำลองของกระดูกต้นขา

แบบจำลองของกระดูกต้นขาที่ใช้ในการวิเคราะห์ จะได้จากการนำกระดูกต้นขามนุษย์ด้านซ้าย ความยาว 401 มิลลิเมตร มาทำการสแกนด้วยเครื่องสแกนสามมิติ รุ่น Atos1 ณ อาคารเครื่องมือ 6 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เพื่อให้ได้แบบจำลองที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกับกระดูกจริงมากที่สุด ดังแสดงตามรูปที่ 3.6

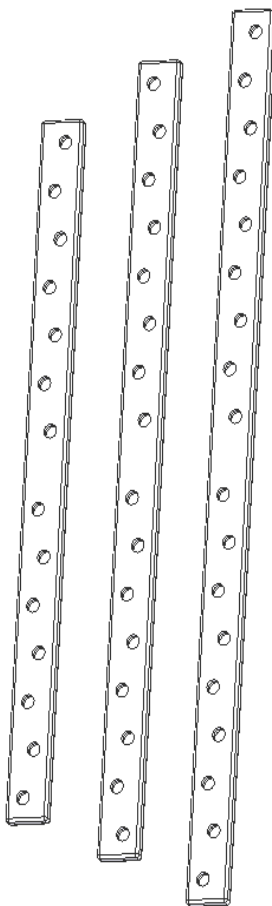


รูปที่ 3.6 กระดูกต้นขามนุษย์ข้างซ้ายที่ใช้ในการสแกน (บน) และ แบบจำลอง (ล่าง)

3.2.2 แบบจำลองแผ่นโลหะตามกระดูกและสกรู

การสร้างแบบจำลองของแผ่นโลหะตามกระดูก ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้ Dynamics Compression Plate, DCP ขนาด 14 16 และ 18 รู จะใช้โปรแกรม SolidWorks 2006 ในการขึ้นรูปสามมิติ โดยอ้างอิงขนาดจาก DCP ของบริษัท SYNTHES มีลักษณะดังแสดงดังรูป 3.7

สำหรับแบบจำลองสกรูที่ใช้ยึดกระดูก จะสร้างโดยใช้โปรแกรม SolidWorks 2006 และอ้างอิงขนาดมาจากบริษัท SYNTHES เช่นเดียวกัน และเนื่องจากงานวิจัยนี้ ทำการศึกษาผลของรูปแบบการยึดสกรูต่อการช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกเท่านั้น แบบจำลองสกรูจึงเป็นแบบจำลองอย่างง่าย และไม่สร้างเกลียวของสกรู เพื่อเป็นการลดจำนวนของเอลิเมนต์ (element) ในการวิเคราะห์ ลักษณะของสกรูแสดงดังรูป 3.8



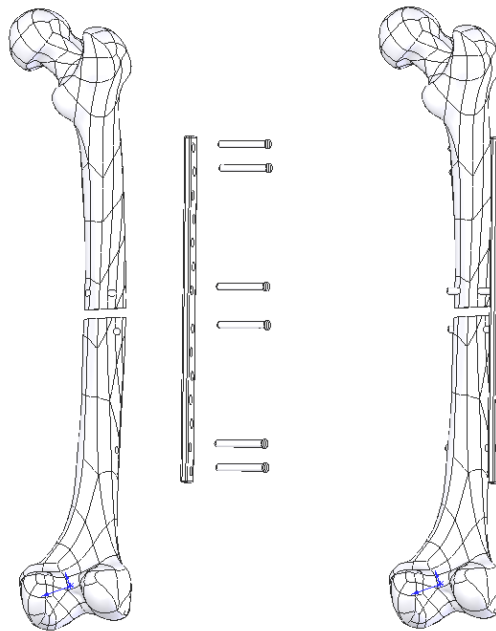
รูปที่ 3.7 แบบจำลองของแผ่น DCP ทั้งสามขนาด



รูปที่ 3.8 แบบจำลองของสกรูยึดกระดูก

3.2.3 รูปแบบการจำลองการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก

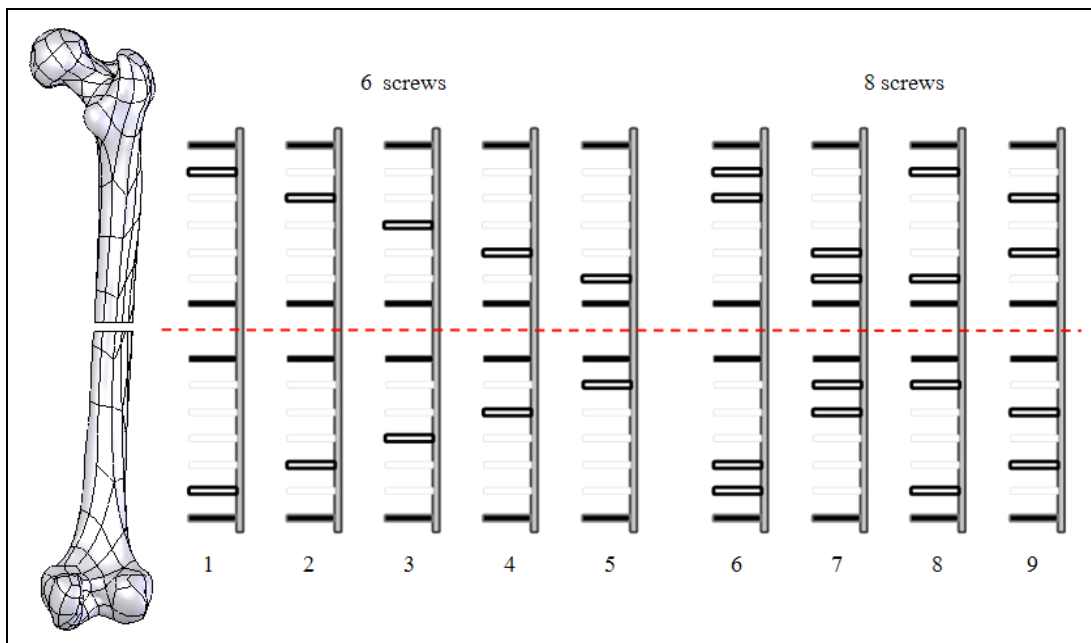
งานวิจัยนี้ ทำการวิเคราะห์การหักของกระดูกต้นขาที่มีรูปแบบการหักแบบตัดขวาง (transverse osteotomy) บริเวณกึ่งกลางของกระดูก (femoral shaft) โดยตำแหน่งของรอยหักจะอยู่สูงจากด้านล่างสุดของกระดูก (metaphysis) 200.5 มิลลิเมตร และมีความกว้างของรอยหักเท่ากับ 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร ยึดตามด้วยแผ่น DCP ขนาด 14, 16 และ 18 รู โดยเมื่อทำการสร้างแบบจำลองครบถ้วนแล้ว จะนำมาประกอบกัน ดังแสดงตามรูปที่ 3.9



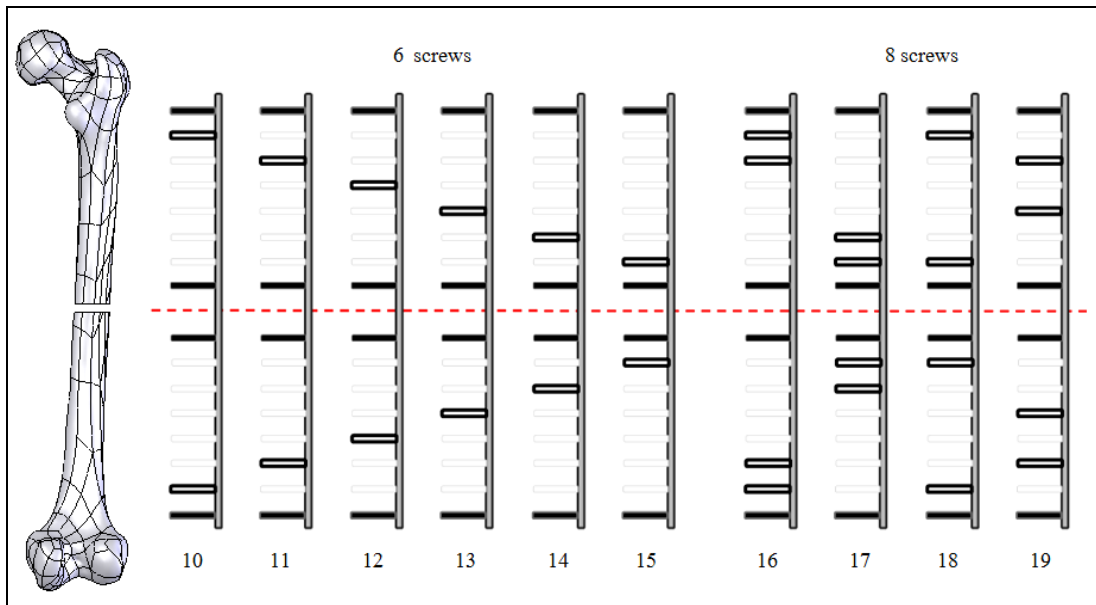
รูปที่ 3.9 แสดงการประกอบกันของกระดูกต้นขา แผ่น DCP และสกรู

สำหรับในส่วนจากรูปแบบการยึดสกรูนั้น ได้ทำการวางรูปแบบที่ทำการศึกษาทั้งหมด ดังแสดงตามรูปที่ 3.10 โดยจากการศึกษาวิธีการยึดสกรูจากแพทย์ทางออร์โธปิดิกส์ พบว่า จะต้องยึดสกรูที่ตำแหน่งบนสุดและล่างสุดของแผ่น DCP และ ที่ตำแหน่งบนและล่างของรอยหักกระดูก (แทนด้วยสกรูสี่คำที่บ) ดังนั้นในทุก ๆ รูปแบบที่ทำการวิเคราะห์จะต้องยึดตามรูปแบบดังกล่าวและนอกจากนั้น รูปแบบจะมีความสมมาตรกันทั้งบนและล่างรอยหัก ทั้งนี้เพื่อเป็นการสะดวกสำหรับแพทย์ในการยึดสกรูหรือผ่าตัดเพื่อนำแผ่น DCP ออกเมื่อการรักษาเสร็จสิ้น โดยจำนวนของสกรูที่ใช้ในการยึดตามกระดูกต้นขาหักนั้น ในทางการแพทย์ระบุไว้ว่าจะต้องใช้ 6 – 8 cortices ต่อหนึ่งชิ้นกระดูก (bone fragment) (สกรู 1 ตัว จะต้องเจาะกระดูก 2 cortices) ดังนั้นจะต้องใช้สกรูทั้งสิ้น 6 และ 8 ตัว

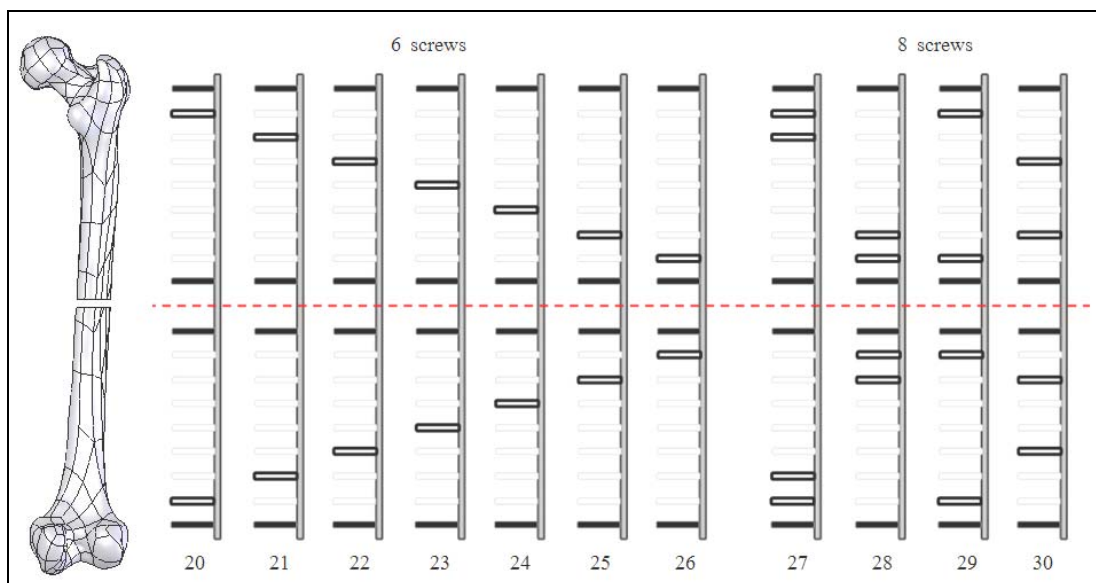
ในส่วนของสกรู 6 ตัว เนื่องจากในทุก ๆ รูปแบบจะมีตำแหน่งที่ต้องยึดรวมทั้งสิ้น 4 ตำแหน่ง ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ดังนั้นก็จะเหลืออีกชิ้นกระดูก (bone fragment) ละ 1 ตำแหน่ง ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงทดลองในทุก ๆ ความเป็นไปได้ของตำแหน่งยึดสกรูที่เหลือ ส่วนในกรณีของการใช้สกรู 8 ตัว จะทำการจัดกลุ่มที่มีความแตกต่างกัน 4 รูปแบบ ในการวิเคราะห์ (แทนด้วยสกรูสี่ขา)



a) แผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) ความยาว 14 รู



b) แผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) ความยาว 16 รู



c) แผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) ความยาว 18 รู

รูปที่ 3.10 รูปแบบการยึดสกรูที่ทำการวิเคราะห์ทั้งหมด a) แผ่น DCP ความยาว 14 รู

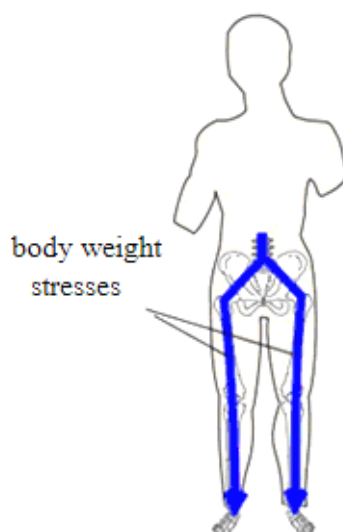
b) แผ่น DCP ความยาว 16 รู c) แผ่น DCP ความยาว 18 รู

เมื่อทำการประกอบรวมกระดูกต้นขา โลหะตามกระดูก และสกรู ตามรูปแบบที่กำหนดเสร็จเรียบร้อยแล้ว หลังจากนั้นจะเป็นการนำแบบจำลองดังกล่าวเข้าทำการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยโปรแกรม ANSYS Workbench Version 11 เพื่อวิเคราะห์ระยะการเคลื่อนไหว (displacement) ของชิ้นกระดูกเมื่อรับภาระกรรม

3.2.4 การกำหนดเงื่อนไขในการวิเคราะห์

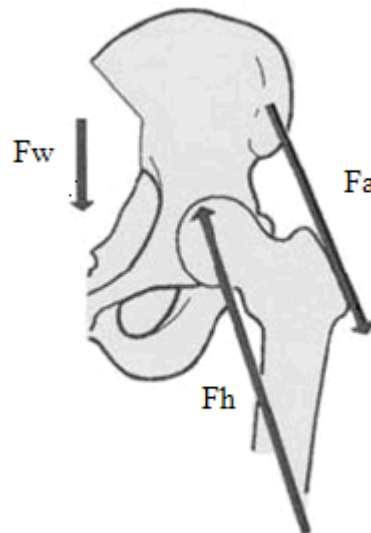
ในงานวิจัยนี้จะทำการจำลองภาระกรรมที่ให้กับกระดูกต้นขาใน 2 รูปแบบ รูปแบบแรกจะเป็นการจำลองภาระกรรมที่เกิดจากการยืน และอีกรูปแบบหนึ่งจะเป็นการจำลองภาระกรรมที่เกิดจากการเดินของผู้เข้ารับการรักษา โดยสมมติฐานของงานวิจัยนี้คือผู้เข้ารับการรักษาจะต้องสามารถลงน้ำหนักยืนได้ก่อนจึงจะเริ่มเดินได้ ดังนั้นรูปแบบการยึดสกรูที่ใช้ในการวิเคราะห์ทั้งหมดจะผ่านการจำลองภาระกรรมแบบยืน เพื่อทำการคัดกรองเฉพาะรูปแบบการยึดสกรูที่ให้ค่า IFS อยู่ในช่วง 5% - 15% มาทำการจำลองภาระกรรมแบบเดินต่อไป ซึ่งภาระกรรมทั้งสองแบบ มีรายละเอียดดังนี้

1. ภาระกรรมที่เกิดจากการยืน กระดูกต้นขาทำหน้าที่ในการรองรับน้ำหนักตัว (weight-bearing bone) เพื่อส่งผ่านไปยังกระดูกหน้าแข้งและเท้า โดยน้ำหนักของร่างกายจะแบ่งลงขาทั้งสองข้าง ๆ ละเท่ากัน ดังนั้นขาหนึ่งข้างจะรับน้ำหนักร่างกายเพียงครึ่งหนึ่งเท่านั้น ดังแสดงตามรูปที่ 3.11

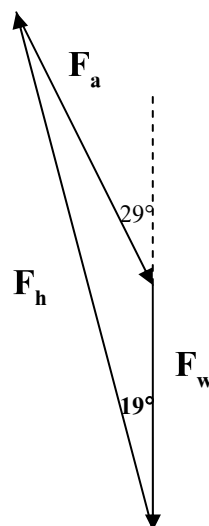


รูปที่ 3.11 ภาระกรรมที่เกิดจากน้ำหนักร่างกายที่กระดูกต้นขาได้รับขณะยืน

แรงที่เกิดจากน้ำหนักตัวที่กระทำกับกระดูกต้นขา (F_w) จะก่อให้เกิดแรงปฏิกิริยาระหว่างหัวของกระดูกต้นขา (femur head) กับเบ้าของกระดูกเชิงกราน หรือข้อตะโพก (F_h) และนอกจากนั้น ยังมีแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อ Abductor ที่กระทำกับกระดูกต้นขาในลักษณะดึงให้ขาแกว่งออกด้านข้างลำตัว (F_a) ดังแสดงในรูปที่ 3.12 และสามารถเขียนสามเหลี่ยมแทนแรงดังรูปที่ 3.13

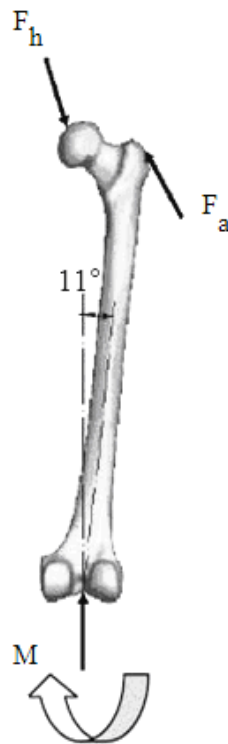


รูปที่ 3.12 แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา



รูปที่ 3.13 สามเหลี่ยมแทนแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา

ลักษณะทิศทางของแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขาแสดงในรูปที่ 3.14 โดย F_r เป็นแรงปฏิกิริยาของข้อหัวเข่า และ M คือโมเมนต์ที่เกิดขึ้น ดังนั้นสามารถหาค่าแรงต่างๆ ที่กระทำกับกระดูกต้นขาได้จากสมการ (1) – (5)



รูปที่ 3.14 แสดงทิศทางของแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา

$$F_w = W/2 \quad (1)$$

$$F_a = F_w \sin 19^\circ / \sin 10^\circ \quad (2)$$

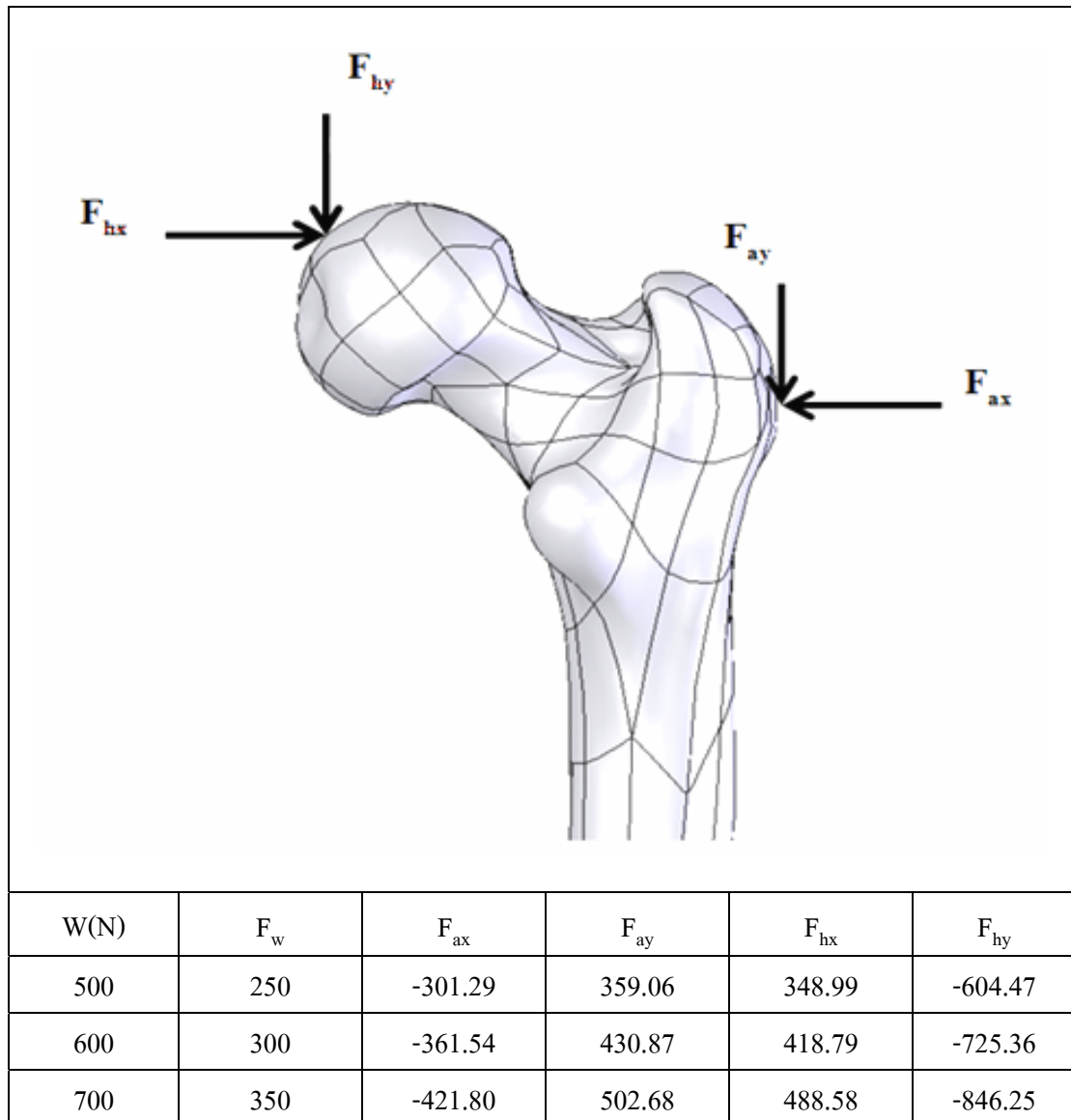
$$F_h = F_w \sin 151^\circ / \sin 10^\circ \quad (3)$$

$$F_{ax} = -F_a \sin 40^\circ, \quad F_{ay} = F_a \cos 40^\circ \quad (4)$$

$$F_{hx} = F_h \sin 30^\circ, \quad F_{hy} = -F_h \sin 30^\circ \quad (5)$$

จากสมการที่ด้านบน สามารถคำนวณหาแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา เพื่อนำมาจำลองภาระกรรมของกระดูกต้นขาที่รองรับน้ำหนักของร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 กิโลกรัม โดยสามารถสรุปรวมได้ดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 ภาระกรรมที่กระทำกับกระดูกต้นขา รองรับน้ำหนัก 50, 60 และ 70 กิโลกรัม

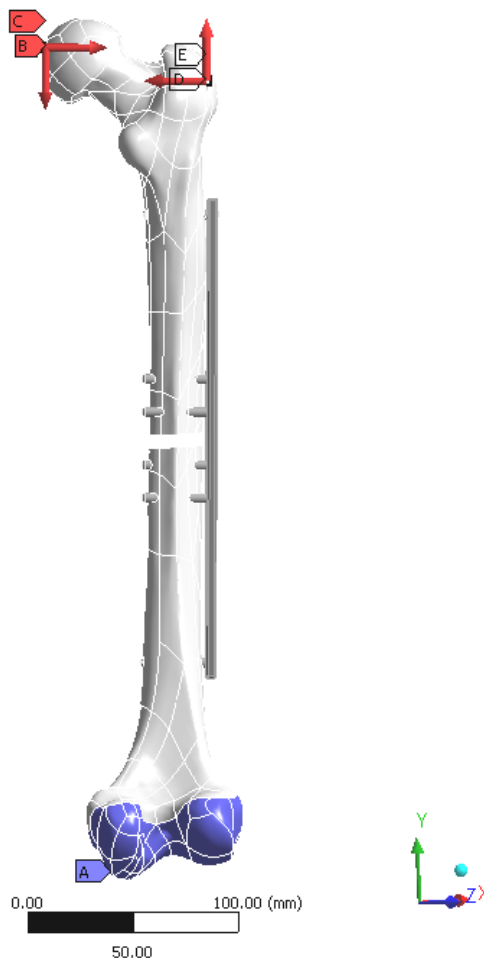


และกำหนดเงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกต้นขา โดยตำแหน่งของแรงที่กระทำจะอยู่บริเวณหัวของกระดูกต้นขา (femur head) ส่วนด้านล่างของกระดูกต้นขาที่รับกับข้อหัวเข่าจะทำการ fixed ในทุก ๆ องศาอิสระ (degree of freedom) ดังรูป 3.15

Static Structural

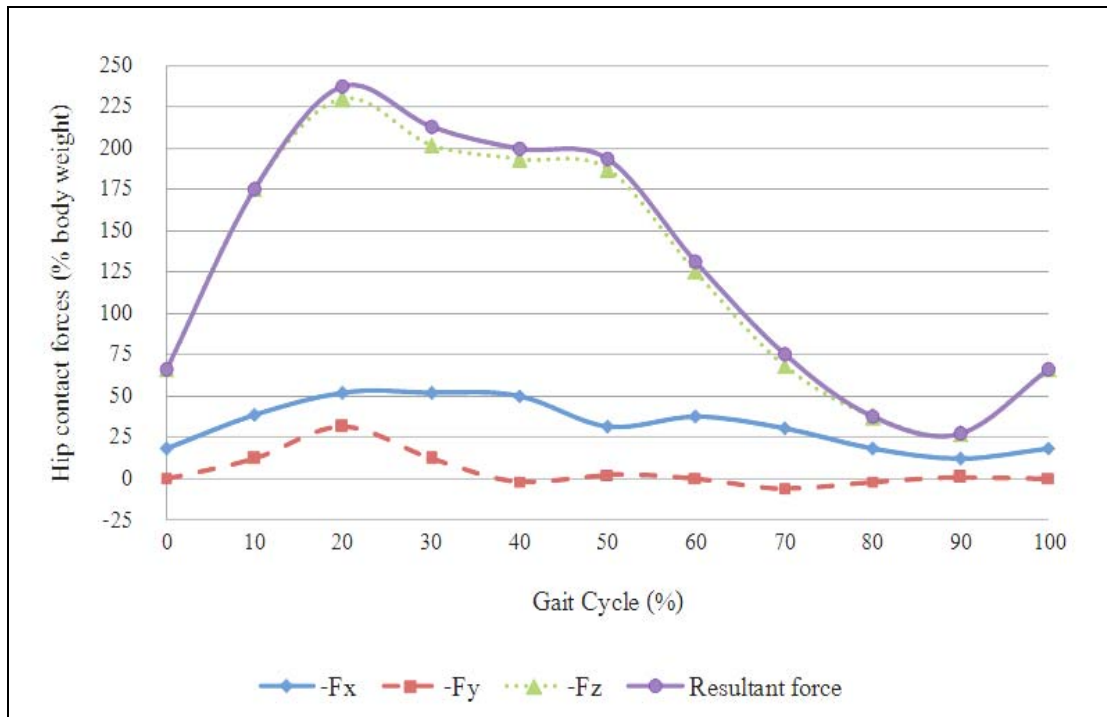
Time: 1. s
24/10/2551 12:30

- A** Fixed Support
- B** Fhx: 348.99 N
- C** Fhy: 604.47 N
- D** Fax: 301.29 N
- E** Fay: 359.06 N



รูปที่ 3.15 แสดงเงื่อนไขของแบบจำลองกระดูกต้นขา

2. ภาระกรรมจากการเดิน สำหรับการจำลองภาระกรรมจากการเดิน แรงที่กระทำกับกระดูกต้นขาจะยังคงประกอบด้วยแรงสองแรง คือ แรงปฏิกิริยาของข้อตะโพก (hip contact force) และแรงจากกล้ามเนื้อ Abductor (abductor force) โดยแรงปฏิกิริยาของข้อตะโพกที่ใช้จำลองภาระกรรมให้กับกระดูกต้นขาใน 1 วงรอบการเดิน สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.16 ซึ่งจะเห็นได้ว่า แรงปฏิกิริยาของข้อตะโพกจะมีค่าสูงขึ้นเป็น 238 เท่าของน้ำหนักร่างกาย ที่ 20% ของวงรอบการเดิน หรืออยู่ในช่วง mid stance แล้วจะค่อย ๆ ลดลงเมื่อเข้าสู่ swing phase และจะลดลงต่ำสุดที่ 90% ของวงรอบการเดินหรือ ในช่วง mid swing เท่ากับ 25 เท่าของน้ำหนักร่างกาย โดยสามารถสรุปรวมขนาดของแรงปฏิกิริยาของข้อตะโพก (hip contact force) ของน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ดังแสดงตามตารางที่ 3.3



รูปที่ 3.16 แรงปฏิกิริยาที่ข้อสะโพก (hip contact force) ภายใต้วงจรการเดิน

ตารางที่ 3.3 ขนาดของแรงปฏิกิริยาที่ข้อสะโพก ของน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม

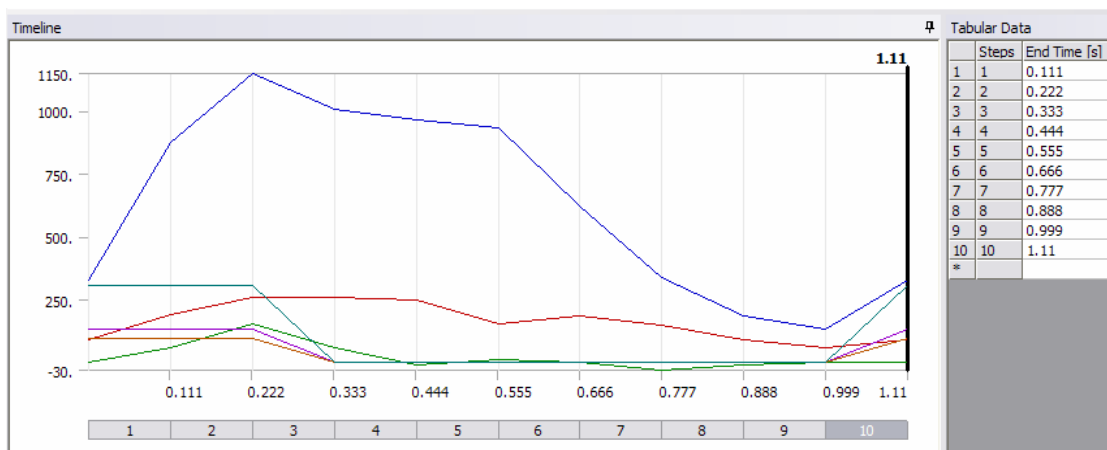
% Gait cycle	Hip contact force (N)								
	Body weight 500 N			Body weight 600 N			Body weight 700 N		
	F_{hx}	F_{hy}	F_{hz}	F_{hx}	F_{hy}	F_{hz}	F_{hx}	F_{hy}	F_{hz}
0	90	0	330	108	0	396	126	0	462
10	190	60	875	228	72	1050	266	84	1225
20	260	155	1150	312	186	1380	364	217	1610
30	260	60	1010	312	72	1212	364	84	1414
40	250	-10	965	300	-12	1158	350	-14	1351
50	155	10	935	186	12	1122	217	14	1309
60	185	0	625	222	0	750	259	0	875
70	150	-30	340	180	-36	408	210	-42	476
80	90	-10	185	108	-12	222	126	-14	259
90	60	2.5	135	72	3	162	84	3.5	189
100	90	0	330	108	0	396	126	0	462

สำหรับแรงจากกล้ามเนื้อ abductor ที่กระทำกับกระดูกต้นขา นั้น แม้ว่าการเดินของมนุษย์จะอาศัยการยืดหรือหดตัวของกล้ามเนื้อหลายมัดตลอดวงจรการเดิน แต่กล้ามเนื้อ abductor ถือได้ว่าเป็นกล้ามเนื้อหลักในการเคลื่อนไหวของกระดูกต้นขา ดังนั้น ในงานวิจัยจึงจำลองเฉพาะแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อ abductor เท่านั้น โดยขนาดของแรงแสดงดังตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.4 แรงจากกล้ามเนื้อ abductor ของน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม

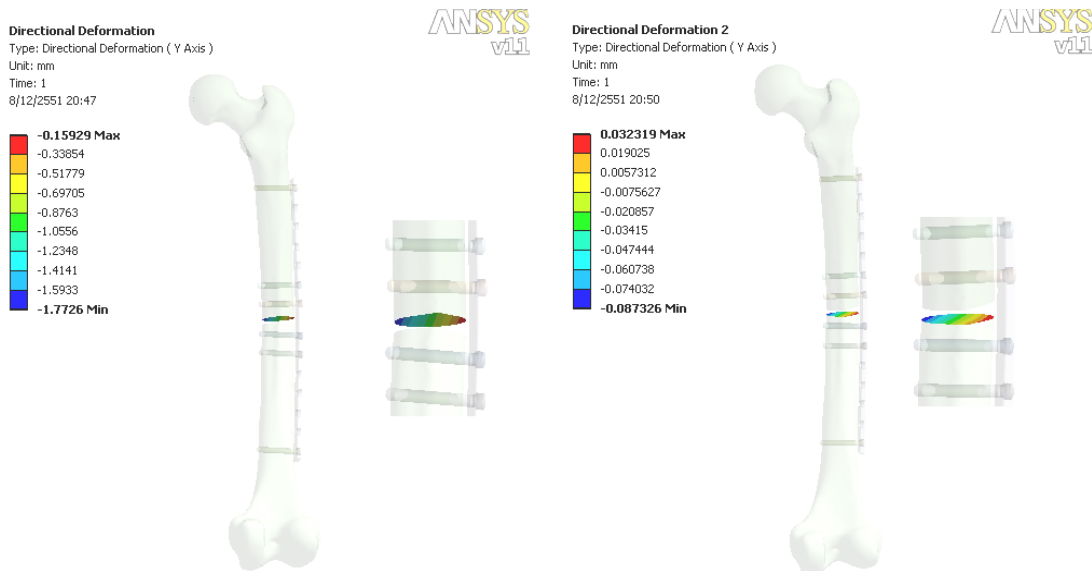
Abductor force (N)								
Body weight 500 N			Body weight 600 N			Body weight 700 N		
F_{ax}	F_{ay}	F_{az}	F_{ax}	F_{ay}	F_{az}	F_{ax}	F_{ay}	F_{az}
135	-95	-305	162	-114	-366	189	-133	-427

การให้ภาระกรรมอันเนื่องมาจากการเดินกับแบบจำลองกระดูกต้นขาในการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรม ANSYS Workbench นั้น จะเป็นการให้ภาระกรรมในลักษณะพลวัต กล่าวคือใน 1 วงจรการเดินจะใช้ระยะเวลา 1.11 วินาที และสมมติให้การเดินในทุก ๆ ระยะ ใช้เวลาเท่ากัน ซึ่งลักษณะการจำลองภาระกรรมของแรงปฏิกิริยาของข้อต่อ โปกและแรงจากกล้ามเนื้อ abductor สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 การจำลองภาระกรรมจากการเดินแบบพลวัตในโปรแกรม ANSYS Workbench ของน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม

หลังจากนั้นโปรแกรมจะทำการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อวิเคราะห์หาการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกหลังจากรับภาระกรรมที่เกิดจากการขึ้นและการเดินของผู้ป่วยเพื่อนำมาคำนวณ %IFS ต่อไป ซึ่งตัวอย่างของผลการวิเคราะห์ดังแสดงในรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 ผลการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกหลังรับภาระกรรม

3.2.5 คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขา

สำหรับคุณสมบัติเชิงกล (mechanical property) ของกระดูกต้นขา จะอยู่ภายใต้สมมติฐานว่า กระดูกต้นขามีคุณสมบัติเป็นสารเนื้อเดียวแบบไอโซโทรปิก (Isotropic) และมีคุณสมบัติอยู่ในช่วงยืดหยุ่น เพื่อลดความหลากหลายของเนื้อกระดูก เช่น คุณภาพของกระดูก ความพรุนของกระดูก หรือแม้แต่ปริมาณไขมันกระดูกภายในโพรงกระดูก ซึ่งผลการวิเคราะห์ที่ได้จะสามารถแสดงถึงแนวโน้มและความเป็นไปได้ที่จะเกิดขึ้นจริง โดยคุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขาแสดงดังตารางที่ 3.5

ตารางที่ 3.5 คุณสมบัติเชิงกลของกระดูกต้นขา

Young's modulus	Yield strength	Poisson ratio	Friction coefficient	Density
15 GPa	188 MPa	0.3	0.3	1,650 kg/m ³

3.2.6 คุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรู

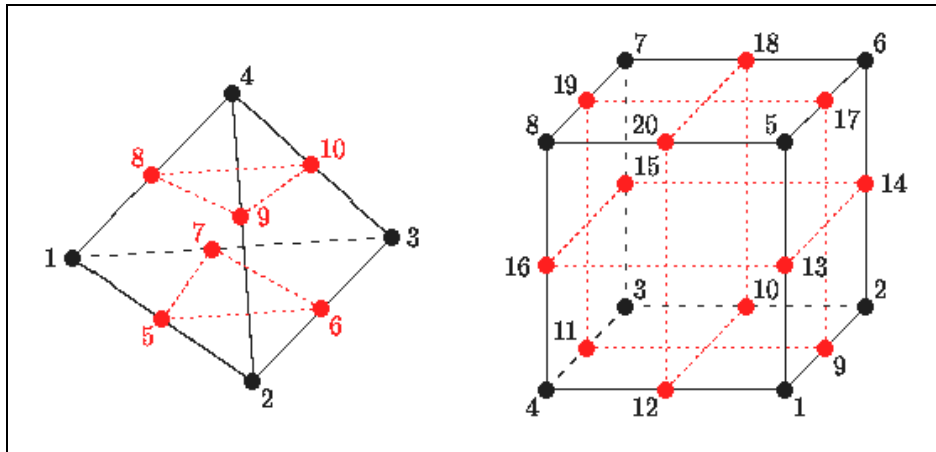
ในส่วนของคุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรู จะผลิตจาก เหล็กกล้าไร้สนิม 316L (AISI 316L stainless steel) โดยผ่านกรรมวิธีการอบเพื่อเพิ่มความแข็งแรง (30% cold worked) ซึ่งเป็นคุณสมบัติของวัสดุที่นำมาเป็นอุปกรณ์ศัลยกรรมกระดูก (orthopedics surgery implant) โดยในงานวิจัยนี้อยู่ภายใต้สมมติฐานว่าไม่เกิดความเสียหายจากการยึดสกรู เพื่อต้องการศึกษาผลของตัวแปรต่าง ๆ ต่อการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูก โดยไม่มีผลจากความเสียหายของแผ่น DCP และสกรู รวมอยู่ด้วย

ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติเชิงกลของแผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) และสกรู

Young's modulus	Yield strength	Ultimate strength	Poisson ratio	Friction coefficient	Density
190 GPa	792 MPa	930 MPa	0.3	0.37	8,000 kg/m ³

3.2.7 การสร้างเอลิเมนต์ (element)

สำหรับการสร้างเอลิเมนต์นั้น จะใช้โปรแกรม ANSYS Workbench Version 11 ในการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย ๆ ซึ่งการแบ่งเอลิเมนต์โดยอัตโนมัติของโปรแกรมนี้อาจจะคำนึงถึงรูปร่างของแบบจำลองเป็นสิ่งสำคัญ กล่าวคือ โปรแกรมจะพิจารณารูปร่างลักษณะของแบบจำลอง และวิเคราะห์รูปทรงของเอลิเมนต์ที่เหมาะสม เพื่อให้ได้ค่าที่มีความแม่นยำมากขึ้นและช่วยลดเวลาที่ใช้ในการคำนวณ โดยรูปทรงของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ คือ 10 Node Quadratic Tetrahedron (รูปทรงสี่หน้า) และ 20 Node Quadratic Hexahedron (ทรงหกหน้า) ซึ่งขึ้นกับรูปร่างแต่ละบริเวณของแบบจำลอง ในส่วนของขนาดของเอลิเมนต์นั้น จะกำหนดให้มีขนาดเท่า ๆ กันทุกบริเวณ และมีขนาดเท่ากับค่าตัวเลือกอัตโนมัติ (default) ของโปรแกรม แต่กำหนดให้มีค่าความละเอียดของเอลิเมนต์ (relevance) เท่ากับ 100 ซึ่งจากการทดสอบโปรแกรมพบว่า ขนาดเอลิเมนต์ดังกล่าวเป็นขนาดที่มีผลกระทบกับคำตอบที่น้อยมาก (independent mesh) ซึ่งค่าความผิดพลาดดังกล่าวอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้



รูปที่ 3.19 รูปทรงของเอลิเมนต์ ทรงสี่หน้า และ ทรงหกหน้า

บทที่ 4

ผลการวิจัยและการอภิปรายผล

ในบทนี้ จะเป็นการนำเสนอผลการจำลองปัญหาการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นบริเวณรอยหักของกระดูก (Interfragmentary Strain, IFM) ที่ได้จากการใช้โปรแกรมช่วยวิเคราะห์โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ANSYS Workbench Version 11 เพื่อศึกษาความยาวของโลหะยึดกระดูกและรูปแบบการยึดศกรูที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก โดยรูปแบบที่เหมาะสมจะต้องเป็นรูปแบบที่ช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวบริเวณรอยหักของกระดูกให้ Interfragmentary Strain, IFS อยู่ในช่วง 5% - 15% ซึ่งรูปแบบที่เหมาะสมดังกล่าวจะสามารถเป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักให้มีประสิทธิผลดียิ่งขึ้น

4.1 ผลการจำลอง



























การนำเสนอผลจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ในส่วนแรกจะเป็นผลที่ได้จากการจำลองภาระกรรมในขณะที่ผู้ป่วยยืนรวมทั้งสิ้น 270 กรณี ที่แตกต่างกัน กล่าวคือ 30 รูปแบบการยึดศกรู ระยะช่องว่างรอยหักกระดูก (gap) สามขนาดเท่ากับ 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกายของผู้ป่วย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม เพื่อคัดกรองรูปแบบที่มีค่า IFS ที่เหมาะสม และการนำเสนอผลในส่วนหลังจะเป็นการนำรูปแบบที่คัดกรองมาจากภาระกรรมแบบยืนมาจำลองภาระกรรมที่เกิดขึ้นจากการเดินของผู้ป่วยภายใต้สมมติฐานดังที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 3 เพื่อหาค่า IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดินของผู้ป่วย โดยจะนำมาซึ่งการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของ %IFS

4.1.1 ผลการจำลองภายใต้ภาระกรรมจากการยืน





4.1.1.1 ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร

การจำลองการรักษาผู้ป่วยให้มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร รองรับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ผลการจำลองแสดงดังตารางที่ 4.1 4.2 และ 4.3 ตามลำดับ




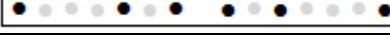




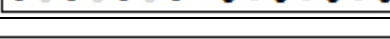
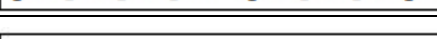

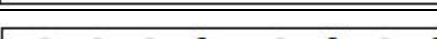
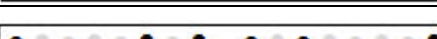
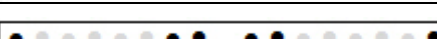
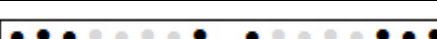


ตารางที่ 4.1 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		58.271
2	14	6		58.382
3	14	6		58.498
4	14	6		59.251
5	14	6		59.003
6	14	8		58.357
7	14	8		59.185
8	14	8		58.994
9	14	8		59.200
10	16	6		57.847
11	16	6		57.868
12	16	6		58.209
13	16	6		58.425
14	16	6		58.994
15	16	6		58.736
16	16	8		58.026
17	16	8		59.036
18	16	8		59.538
19	16	8		58.551
20	18	6		56.295
21	18	6		56.524
22	18	6		56.616
23	18	6		57.267
24	18	6		58.066
25	18	6		58.708
26	18	6		58.855














ตารางที่ 4.1 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
27	18	8		55.880
28	18	8		58.799
29	18	8		58.004
30	18	8		56.641









ตารางที่ 4.2 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		60.088
2	14	6		60.418
3	14	6		60.673
4	14	6		61.027
5	14	6		60.722
6	14	8		60.224
7	14	8		60.89
8	14	8		60.376
9	14	8		60.975
10	16	6		59.525
11	16	6		59.595
12	16	6		59.947
13	16	6		60.149
14	16	6		60.720
15	16	6		60.409
16	16	8		59.744
17	16	8		60.707















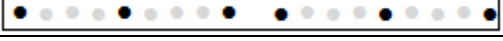

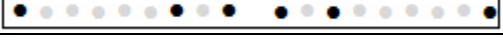

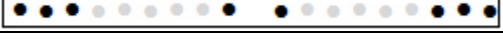



ตารางที่ 4.2 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
18	16	8		59.638
19	16	8		60.293
20	18	6		58.104
21	18	6		58.409
22	18	6		58.376
23	18	6		59.093
24	18	6		59.877
25	18	6		60.500
26	18	6		60.577
27	18	8		57.706
28	18	8		60.538
29	18	8		59.694
30	18	8		58.067

ตารางที่ 4.3 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		61.774
2	14	6		62.387
3	14	6		62.596
4	14	6		62.780
5	14	6		62.430
6	14	8		62.025
7	14	8		62.597
8	14	8		62.376

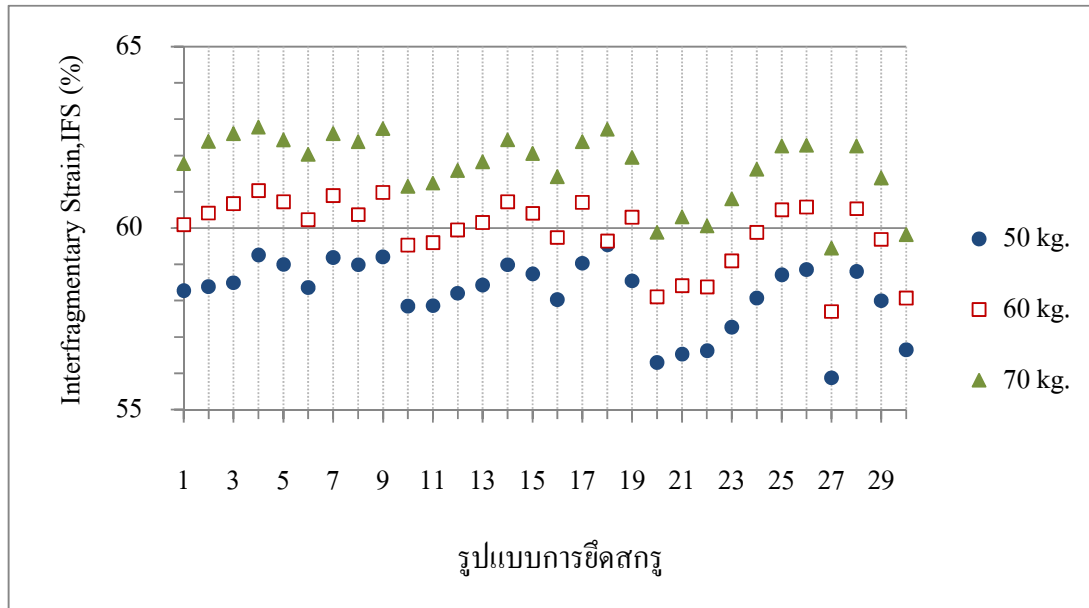
ตารางที่ 4.3 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
9	14	8		62.740
10	16	6		61.149
11	16	6		61.238
12	16	6		61.584
13	16	6		61.824
14	16	6		62.432
15	16	6		62.053
16	16	8		61.411
17	16	8		62.375
18	16	8		62.721
19	16	8		61.946
20	18	6		59.881
21	18	6		60.305
22	18	6		60.057
23	18	6		60.803
24	18	6		61.615
25	18	6		62.259
26	18	6		62.279
27	18	8		59.445
28	18	8		62.260
29	18	8		61.381
30	18	8		59.815

จากผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูกของกระดูกต้นขา 1 มิลลิเมตร
รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม สามารถนำมาแสดงผลในรูปแบบของกราฟได้ดังรูปที่

4.1

จะเห็นได้ว่า รูปแบบการขีดสกรู รวมทั้งขนาดของแผ่น DCP ที่มีความแตกต่างกัน จะส่งผลต่อการควบคุมหรือจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกที่แตกต่างกัน โดยในกรณีที่ยอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตรนั้น %IFS จะมีค่าอยู่ในช่วง 56% - 63% แสดงให้เห็นว่ารอยหักกระดูกมีการเคลื่อนไหวสูง ส่งผลให้กระดูกไม่ติดกัน การรักษาจึงไม่ประสบผลสำเร็จ










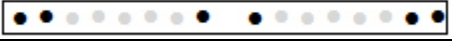






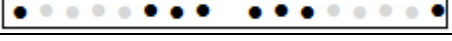
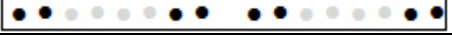





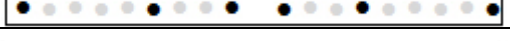
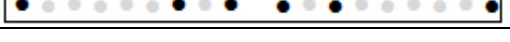
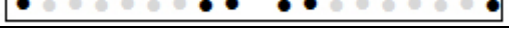


รูปที่ 4.1 %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท่ากับกระดูก 1 มิลลิเมตร
รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม

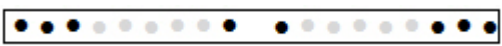


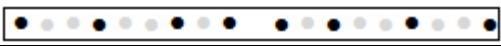
4.1.1.2 ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร

การจำลองการรักษาผู้ป่วยให้มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร รองรับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ผลการจำลองแสดงดังตารางที่ 4.4 4.5 และ 4.6 ตามลำดับ
















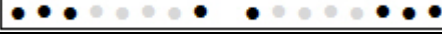
ตารางที่ 4.4 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		52.915
2	14	6		52.995
3	14	6		51.835
4	14	6		48.229
5	14	6		45.908
6	14	8		53.085
7	14	8		45.405
8	14	8		45.639
9	14	8		47.846
10	16	6		53.530
11	16	6		53.690
12	16	6		53.315
13	16	6		51.955
14	16	6		48.147
15	16	6		45.813
16	16	8		53.555
17	16	8		45.301
18	16	8		45.857
19	16	8		51.640
20	18	6		52.980
21	18	6		52.975
22	18	6		52.840
23	18	6		52.905
24	18	6		51.895
25	18	6		45.626
26	18	6		45.483



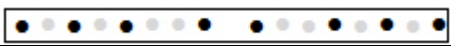

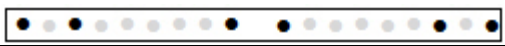



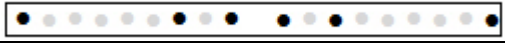
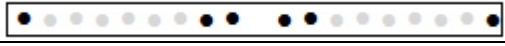




ตารางที่ 4.4 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
27	18	8		52.870
28	18	8		45.148
29	18	8		45.437
30	18	8		47.741



ตารางที่ 4.5 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		53.850
2	14	6		54.060
3	14	6		54.390
4	14	6		54.650
5	14	6		54.800
6	14	8		54.115
7	14	8		54.650
8	14	8		54.750
9	14	8		54.950
10	16	6		54.455
11	16	6		54.600
12	16	6		54.240
13	16	6		54.435
14	16	6		54.905
15	16	6		54.655
16	16	8		54.360



















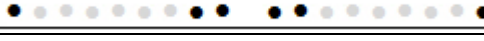




ตารางที่ 4.5 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
17	16	8		54.485
18	16	8		54.785
19	16	8		54.560
20	18	6		54.030
21	18	6		53.990
22	18	6		53.860
23	18	6		53.980
24	18	6		54.360
25	18	6		54.575
26	18	6		54.765
27	18	8		53.905
28	18	8		54.245
29	18	8		54.580
30	18	8		54.790

ตารางที่ 4.6 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม

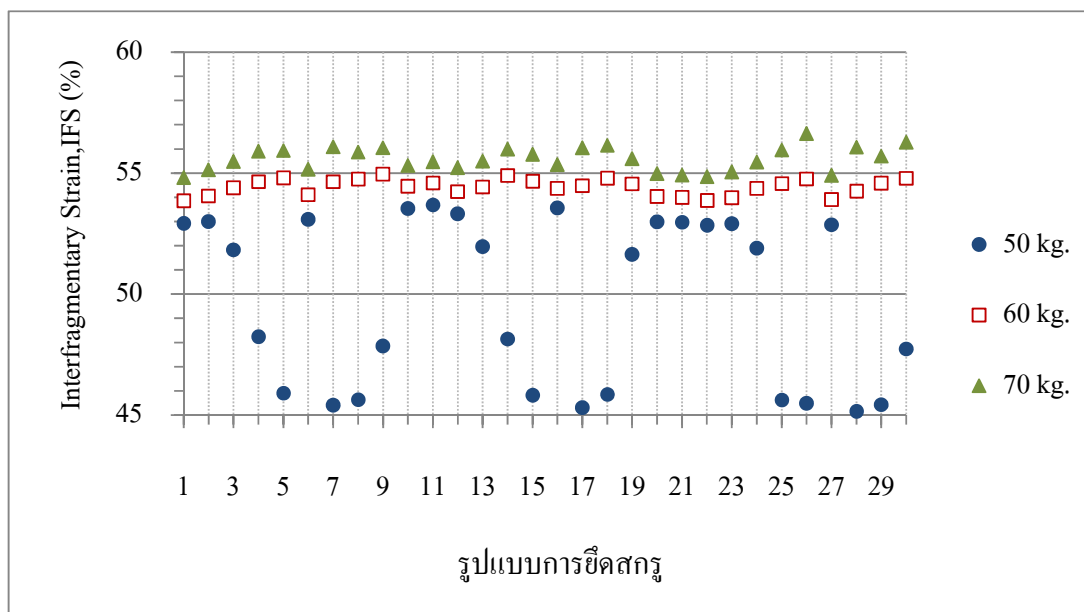
รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		54.810
2	14	6		55.130
3	14	6		55.475
4	14	6		55.895
5	14	6		55.930
6	14	8		55.155
7	14	8		56.085

ตารางที่ 4.6 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
8	14	8		55.865
9	14	8		56.045
10	16	6		55.310
11	16	6		55.460
12	16	6		55.220
13	16	6		55.485
14	16	6		55.990
15	16	6		55.775
16	16	8		55.350
17	16	8		56.040
18	16	8		56.150
19	16	8		55.590
20	18	6		54.980
21	18	6		54.915
22	18	6		54.850
23	18	6		55.040
24	18	6		55.450
25	18	6		55.955
26	18	6		56.625
27	18	8		54.900
28	18	8		56.070
29	18	8		55.700
30	18	8		56.270

จากผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูกของกระดูกต้นขา 2 มิลลิเมตร
รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม สามารถนำมาแสดงผลในรูปแบบของกราฟได้ดังรูปที่

4.2 พบว่า %IFS จะมีค่าอยู่ในช่วง 45% - 57% ซึ่งมีค่าลดลงเมื่อเทียบกับรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร แต่ก็ยังคงมีค่าสูงกว่าช่วงที่เหมาะสม จึงยังคงไม่เหมาะกับการรักษาผู้ป่วย



รูปที่ 4.2 %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท่ากับกระดูก 2 มิลลิเมตร
รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม






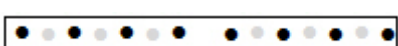
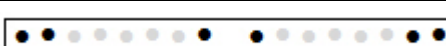



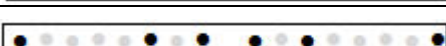
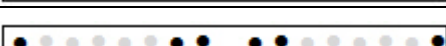
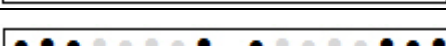


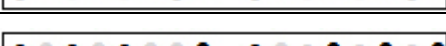

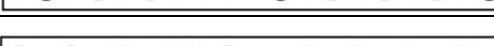


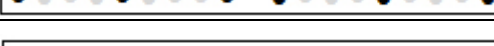
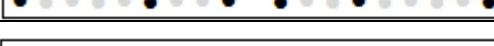
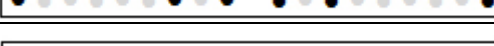
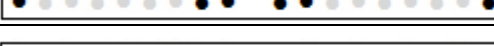
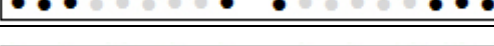

4.1.1.3 ผลการจำลองที่ช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร

การจำลองการรักษาผู้ป่วยให้มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร รองรับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกายขนาด 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ผลการจำลองแสดงดังตารางที่ 4.7 4.8 และ 4.9 ตามลำดับ


ตารางที่ 4.7 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม

รูปแบบที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		18.748
2	14	6		17.793
3	14	6		17.008














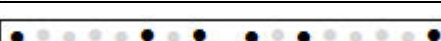
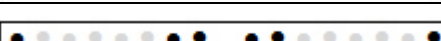


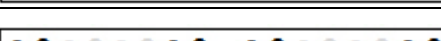
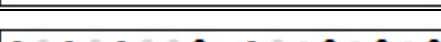
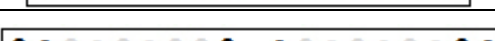
ตารางที่ 4.7 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
4	14	6		15.832
5	14	6		15.039
6	14	8		17.682
7	14	8		14.905
8	14	8		15.664
9	14	8		15.679
10	16	6		19.732
11	16	6		18.957
12	16	6		17.955
13	16	6		15.000
14	16	6		14.711
15	16	6		13.823
16	16	8		18.960
17	16	8		12.994
18	16	8		15.0258
19	16	8		16.943
20	18	6		20.537
21	18	6		19.783
22	18	6		19.567
23	18	6		17.967
24	18	6		17.285
25	18	6		15.858
26	18	6		15.026
27	18	8		19.552
28	18	8		14.866
29	18	8		14.973





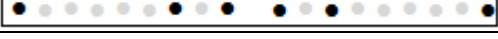




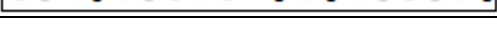
ตารางที่ 4.7 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
30	18	8		15.703








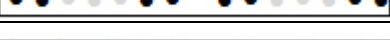

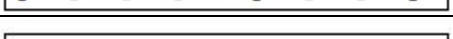

ตารางที่ 4.8 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		22.497
2	14	6		21.352
3	14	6		20.408
4	14	6		18.998
5	14	6		18.047
6	14	8		21.218
7	14	8		17.885
8	14	8		18.795
9	14	8		24.005
10	16	6		23.627
11	16	6		22.747
12	16	6		21.545
13	16	6		18.000
14	16	6		17.767
15	16	6		16.597
16	16	8		22.752
17	16	8		15.592
18	16	8		18.030
19	16	8		20.330
20	18	6		24.697




















ตารางที่ 4.8 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
21	18	6		23.772
22	18	6		23.482
23	18	6		21.592
24	18	6		20.757
25	18	6		19.042
26	18	6		18.053
27	18	8		23.623
28	18	8		17.858
29	18	8		17.997
30	18	8		18.857

ตารางที่ 4.9 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
1	14	6		26.247
2	14	6		24.912
3	14	6		23.810
4	14	6		22.165
5	14	6		21.055
6	14	8		24.747
7	14	8		20.867
8	14	8		21.928
9	14	8		23.117
10	16	6		27.565
11	16	6		26.538

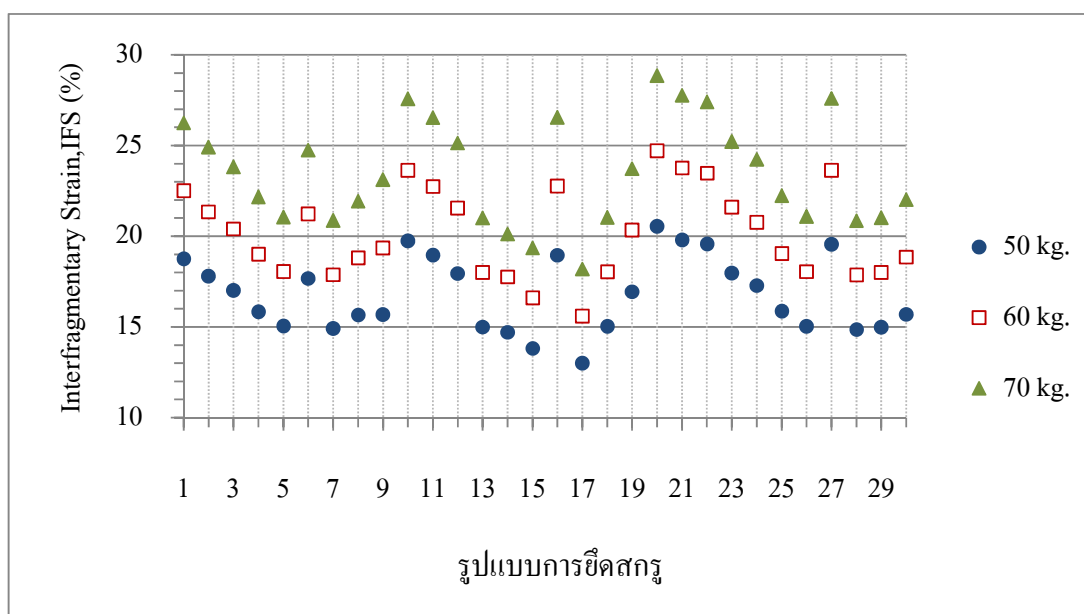
ตารางที่ 4.9 แสดงผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร
รับภาระกรรมจากน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม (ต่อ)

รูปแบบ ที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
12	16	6		25.137
13	16	6		21.000
14	16	6		20.122
15	16	6		19.352
16	16	8		26.542
17	16	8		18.192
18	16	8		21.037
19	16	8		23.720
20	18	6		28.853
21	18	6		27.763
22	18	6		27.398
23	18	6		25.215
24	18	6		24.232
25	18	6		22.228
26	18	6		21.083
27	18	8		27.597
28	18	8		20.853
29	18	8		21.022
30	18	8		22.017

จากผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูกของกระดูกต้นขา 6 มิลลิเมตร
รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม สามารถนำมาแสดงผลในรูปแบบของกราฟได้ดังรูปที่
4.3 พบว่า %IFS จะมีค่าอยู่ในช่วง 12% - 28% ซึ่งมีค่าลดลงมากเมื่อเทียบกับรอยหักกระดูกเท่ากับ
1 มิลลิเมตร และ 2 มิลลิเมตร โดยมีรูปแบบการยึดสกรูที่ทำให้ได้ %IFS อยู่ในช่วง 5% -15% รวม
ทั้งสิ้น 10 รูปแบบ ภายใต้การรองรับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม ดังนี้ รูปแบบที่ 5, 7, 13, 14, 15,
17, 18, 26, 28 และ 29 ในส่วนของน้ำหนักร่างกาย 60 กิโลกรัมและ 70 กิโลกรัม นั้น รูปแบบที่

สปีชแบบดังกล่าว มี %IFS เพิ่มขึ้นจนมากกว่าช่วงที่เหมาะสม แต่เมื่อพิจารณาโดยรวมแล้ว ถือได้ว่า ช่องว่างรอยหักของกระดูก 6 มิลลิเมตร มี %IFS ต่ำที่สุด

ดังนั้นในการจำลองภาระกรรมแบบเดินจะนำเฉพาะรูปแบบการยึดสกรู 10 รูปแบบที่รอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม ที่ได้จากการคัดกรองโดยภาระกรรมแบบยืนเท่านั้น




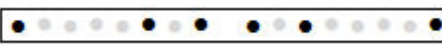


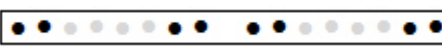

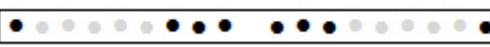



รูปที่ 4.3 %IFS ที่เกิดขึ้นเมื่อช่องว่างรอยหักของเท่ากับกระดูก 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม

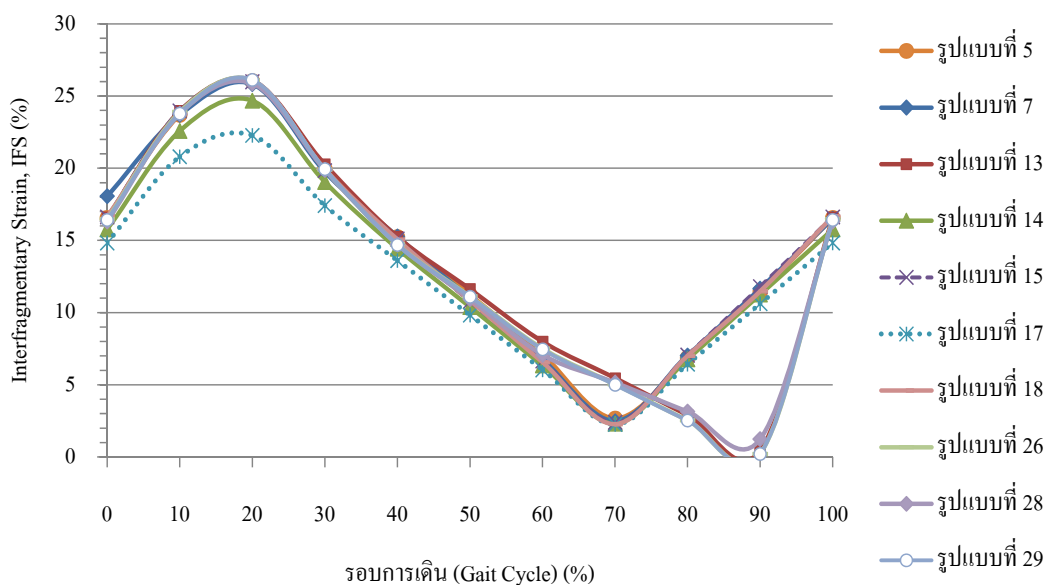
4.1.2 ผลการจำลองภายใต้ภาระกรรมจากการเดิน

จากผลการจำลองภายใต้ภาระกรรมจากการเดินนั้น ทำให้สามารถคัดกรองรูปแบบการยึดสกรูที่ทำให้ได้ %IFS อยู่ในช่วงที่เหมาะสม คือ 5% - 15% รวมทั้งสิ้น 7 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบที่ 7, 13, 14, 15, 17, 28 และ 29 และรูปแบบที่มีค่า IFS ใกล้เคียง 15% 3 รูปแบบ ได้แก่ รูปแบบที่ 5, 18 และ 26 ที่รอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร และรองรับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม โดยสามารถสรุปรวมรูปแบบทั้งสิบ และ %IFS ได้ดังแสดงในตารางที่ 4.10

ตารางที่ 4.10 แสดงรูปแบบการยึดสกรูที่ผ่านการคัดกรองจากการจำลองภาระกรรมแบบขึ้น เพื่อนำมาจำลองภาระกรรมแบบเดิน

รูปแบบที่	ขนาด DCP	จำนวนสกรู	รูปแบบการยึดสกรู	%IFS
5	14	6		15.039
7	14	8		14.905
13	16	6		15.000
14	16	6		14.711
15	16	6		13.823
17	16	8		12.994
18	16	8		15.026
26	18	6		15.026
28	18	8		14.866
29	18	8		14.973

หลังจากนำรูปแบบการยึดสกรูที่เหมาะสมดังกล่าว มาทำการจำลองภาระกรรมจากการเดินของผู้ป่วย สามารถแสดงผลของ %IFS ในรูปของกราฟได้ดังรูปที่ 4.4 จะเห็นว่า %IFS จะค่อย ๆ เพิ่มสูงขึ้นเมื่อเข้าสู่ช่วงรอบการเดิน และจะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดที่ 20% ของวงรอบการเดิน (mid stance) เท่ากับ 22% - 26% หรือเพิ่มมากขึ้น 71% - 88% เทียบกับ %IFS ที่เกิดภายใต้ภาระกรรมจากการขึ้น หลังจากนั้นจะค่อย ๆ ลดลง จนกระทั่งเข้าสู่ swing phase และจะมีค่าลดลงต่ำที่สุดที่ 70% และ 90% ของวงรอบการเดิน (acceleration และ mid swing) เท่ากับ 2.2% - 2.7% และ 0.2% - 1.2% ตามลำดับ หรือลดลง 82% - 85% และ 91% - 99% ตามลำดับ เมื่อเทียบกับ %IFS ที่เกิดจากภาระกรรมจากการขึ้น และจะค่อย ๆ เพิ่มขึ้น เมื่อเข้าสู่รอบการเดินใหม่ โดยผลของ %IFS ภายใต้ภาระกรรมจากการเดินของทั้ง 10 รูปแบบการยึดสกรู สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.5 - 4.14

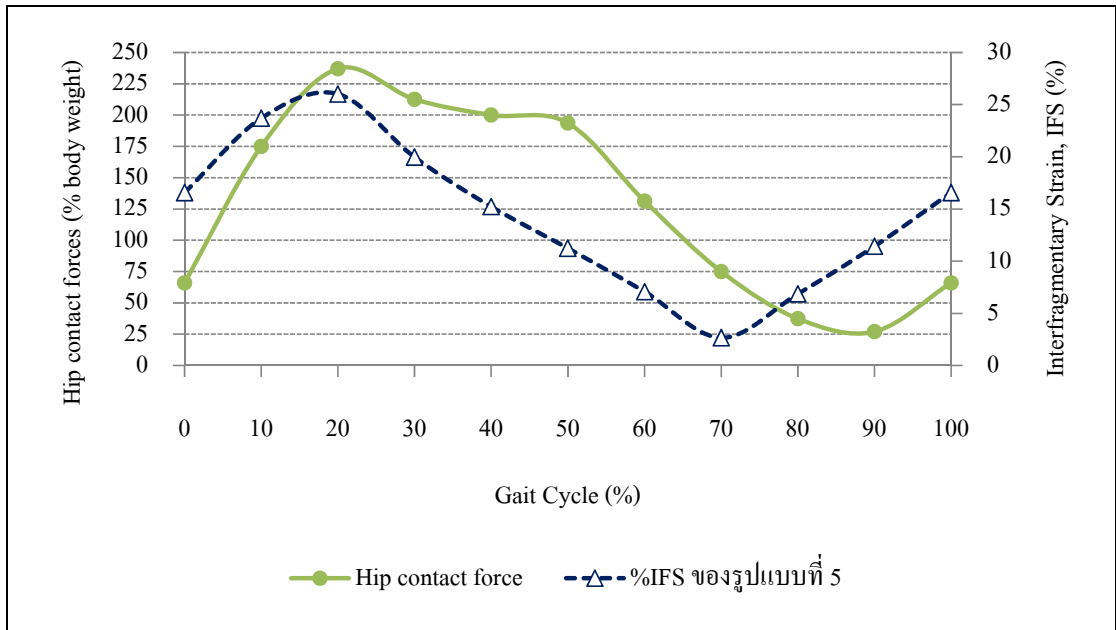


รูปที่ 4.4 %IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาระกรรมจากการเดินของผู้ป่วยตลอด 1 วงรอบการเดิน

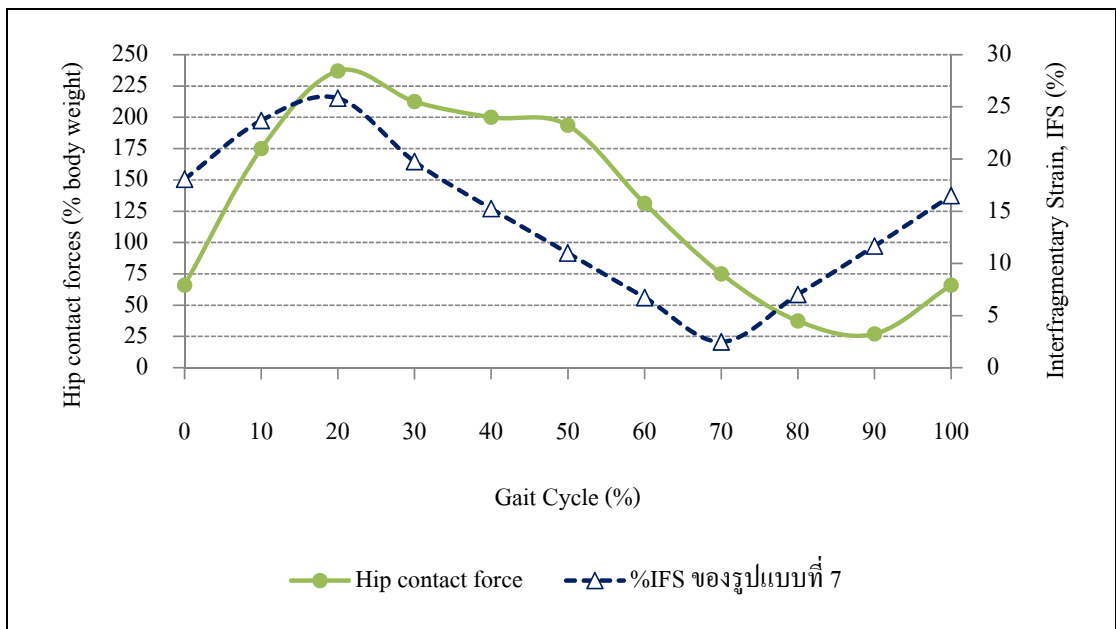
รูปที่ 4.5 และรูปที่ 4.6 แสดง %IFS ที่เกิดขึ้นตลอด 1 วงรอบการเดิน (gait cycle) ของรูปแบบการยึดสกรูที่ 5 และรูปแบบการยึดสกรูที่ 7 ซึ่งเป็นรูปแบบที่มีขนาดความยาวของ DCP เท่ากับ 14 รู โดยเทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ในหน่วยของ % น้ำหนักตัว (% body weight)

การจำลองรักษาผู้ป่วยโดยการยึดสกรูตามรูปแบบที่ 5 เมื่อผู้ป่วยยืนจะได้ค่า IFS เท่ากับ 15.039% และ หากผู้ป่วยเดินจะส่งผลให้ค่า IFS เพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดเท่ากับ 26.020% หรือเพิ่มขึ้น 73.016% และลดลงต่ำที่สุดเท่ากับ 2.656% หรือลดลง 82.338% เมื่อเทียบกับค่า IFS จากภาระกรรมจากการยืน ดังแสดงตามรูปที่ 4.5

ส่วนการจำลองรักษาผู้ป่วยโดยการยึดสกรูตามรูปแบบที่ 7 นั้น สามารถแสดงดังรูปที่ 4.6 โดยมีค่า IFS จากการยืนเท่ากับ 14.905% และมีค่า IFS จากการเดินเพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดเท่ากับ 25.824% หรือเพิ่มขึ้น 73.259% และลดลงต่ำที่สุดเท่ากับ 2.476% หรือลดลง 83.388% เมื่อเทียบกับ IFS จากภาระกรรมจากการยืน



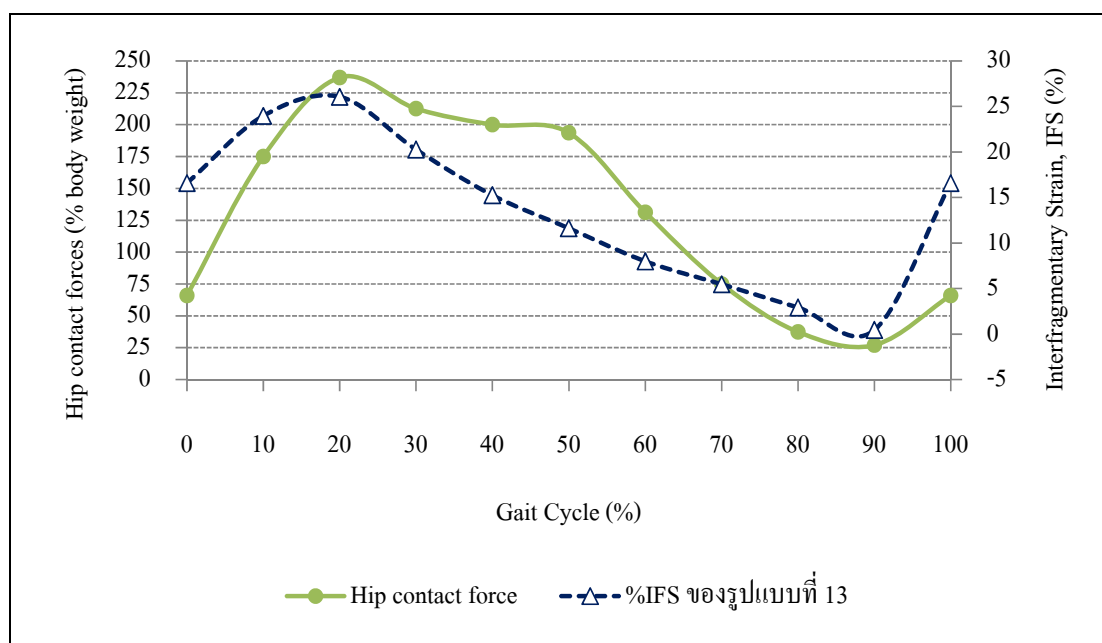
รูปที่ 4.5 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 5



รูปที่ 4.6 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 7

รูปที่ 4.7 ถึงรูปที่ 4.11 แสดง %IFS ที่เกิดขึ้นตลอด 1 วงรอบการเดิน (gait cycle) ของรูปแบบการยึดศอกที่ 13, 14, 15, 17 และ 18 ตามลำดับ ซึ่งเป็นรูปแบบที่มีขนาดของ DCP เท่ากับ 16 รู โดยเทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ในหน่วยของ % น้ำหนักตัว (% body weight)

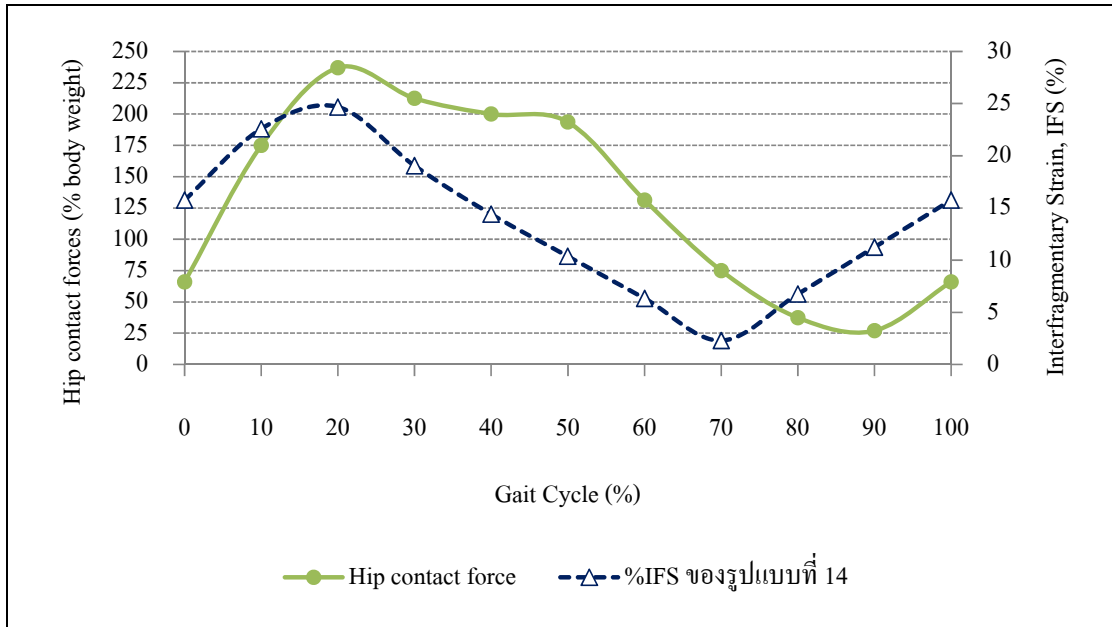
การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยมีรูปแบบการยึดศอกในรูปแบบที่ 13 แสดงดังรูปที่ 4.7 โดยมีค่า IFS จากการยืนเท่ากับ 15.000% และจากการเดิน มีค่าสูงที่สุดเท่ากับ 26.063% และมีค่าลดลงต่ำสุดเท่ากับ 0.439% หรือเพิ่มขึ้นสูงสุด 73.747% และลดลงต่ำสุด 97.072% เมื่อเทียบกับ %IFS จากการเดิน



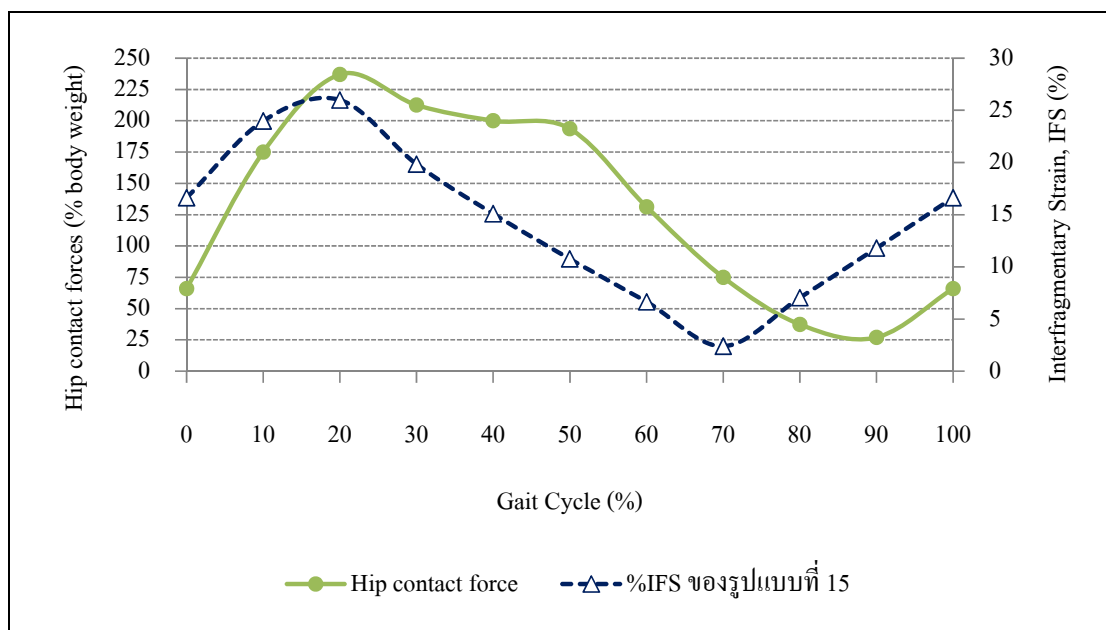
รูปที่ 4.7 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 13

รูปที่ 4.8 และ 4.9 แสดงค่า IFS ที่เกิดขึ้น จากการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยการยึดศอกตามรูปแบบที่ 14 และ 15 ตามลำดับ โดยในกรณีที่ผู้ป่วยยืนพบว่า IFS มีค่า 14.711% และ 13.823% ตามลำดับ และสามารถสรุปการเพิ่มขึ้นสูงสุดและลดลงต่ำสุดของ %IFS ในกรณีที่ผู้ป่วยเดินได้ดังนี้ รูปแบบที่ 14 จะมีค่า IFS เพิ่มขึ้นสูงสุดเท่ากับ 24.676% และลดลงต่ำสุดเท่ากับ 2.296% หรือเพิ่มขึ้น 67.741% และลดลง 84.389% เทียบจากภาวะกรรมจากการยืน ส่วนในกรณีของรูปแบบที่ 15 นั้น พบว่า %IFS เพิ่มขึ้นสูงสุดเท่ากับ 25.991% และลดลงต่ำสุด 2.395%

หรือเพิ่มขึ้นสูงสุด 88.023% และ ลดลงต่ำสุด 82.673% เมื่อเทียบกับค่า IFS ที่ตกอยู่ภายใต้ภาระกรรมจากการขึ้น



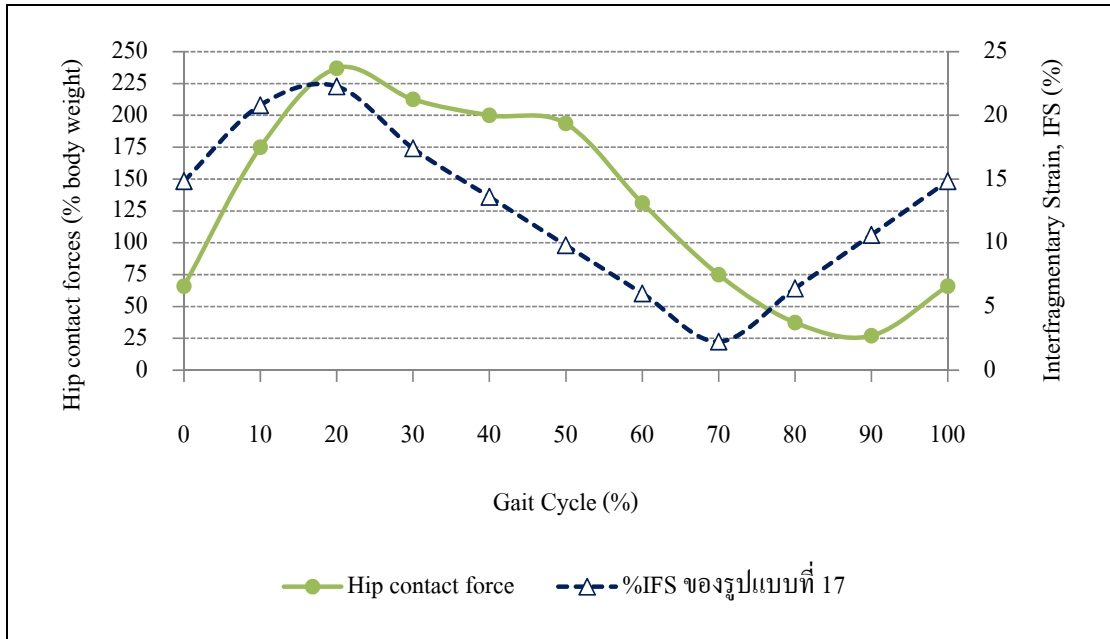
รูปที่ 4.8 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกสันขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 14



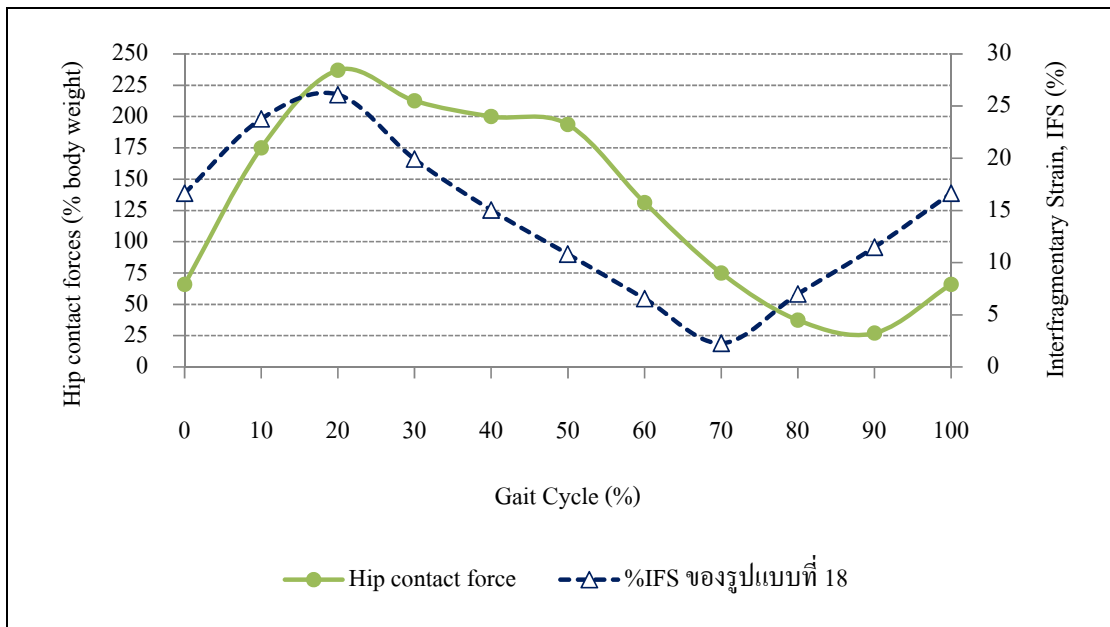
รูปที่ 4.9 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงจรการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 15

ในส่วนของการจำลองการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก โดยใช้รูปแบบการยึดสกรูรูปแบบที่ 17 นั้น พบว่า %IFS ที่เกิดจากภาระกรรมจากการยืนของผู้ป่วยนั้น มีค่าเท่ากับ 12.994% และหากผู้ป่วยเดิน %IFS จะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดเท่ากับ 22.274% และมีค่าลดลงต่ำสุดเท่ากับ 2.252% โดยหากเทียบค่า IFS ที่เกิดจากภาระกรรมจากการยืนแล้ว สามารถสรุปได้ว่า IFS มีค่าเพิ่มสูงสุด 71.413% และลดลงต่ำสุด 82.672% ดังแสดงในรูปที่ 4.10

สำหรับรูปแบบการยึดสกรูที่ 18 นั้น %IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาระกรรมจากการยืนของผู้ป่วยเท่ากับ 15.026 % และมีค่าเพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดเท่ากับ 26.097% และ ลดลงต่ำที่สุดเท่ากับ 2.263% เมื่อตกอยู่ภายใต้ภาระกรรมจากการเดิน โดยหากเทียบการเพิ่มขึ้นสูงสุดและลดลงต่ำสุดกับ %IFS จากภาระกรรมจากการยืนแล้ว สามารถสรุปได้ว่า IFS มีค่าเพิ่มสูงสุด 73.681% และลดลงต่ำสุด 84.939% ดังแสดงในรูปที่ 4.11



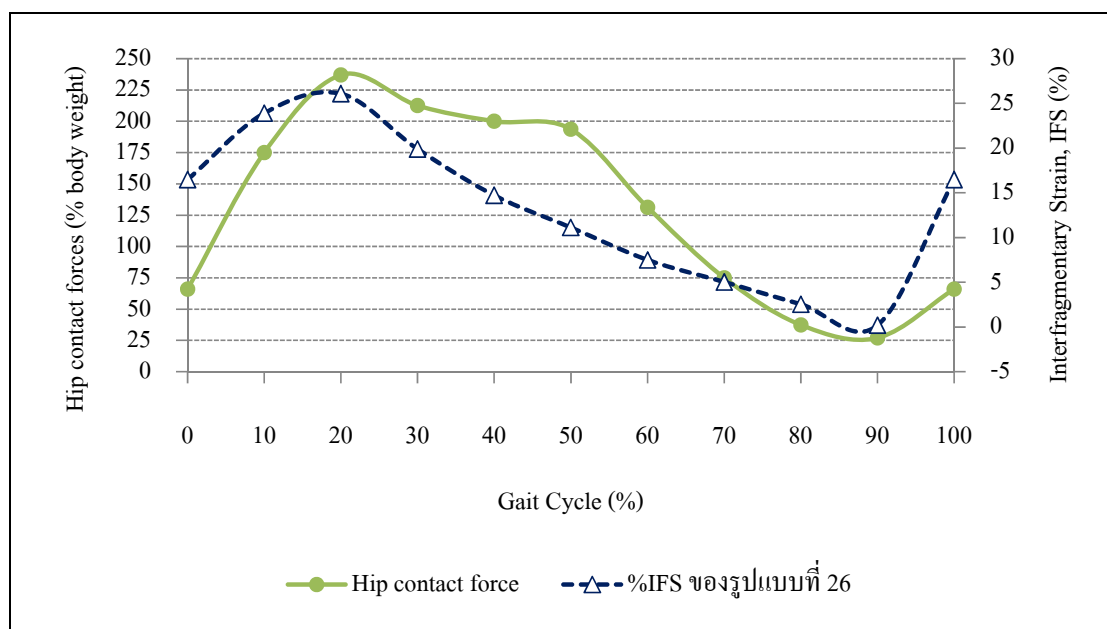
รูปที่ 4.10 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 17



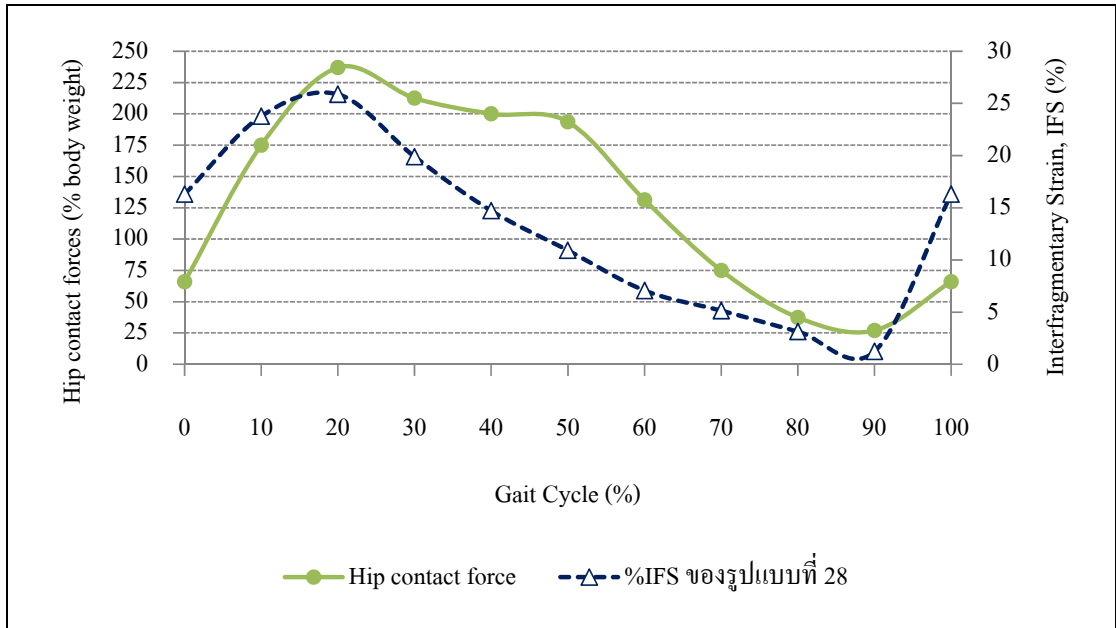
รูปที่ 4.11 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 18

รูปที่ 4.12 ถึงรูปที่ 4.14 แสดง %IFS ที่เกิดขึ้นตลอด 1 วงรอบการเดิน (gait cycle) ของรูปแบบการยึดสกรูที่ 26, 28 และ 29 ตามลำดับ ซึ่งเป็นรูปแบบที่มีขนาดของ DCP เท่ากับ 18 รู

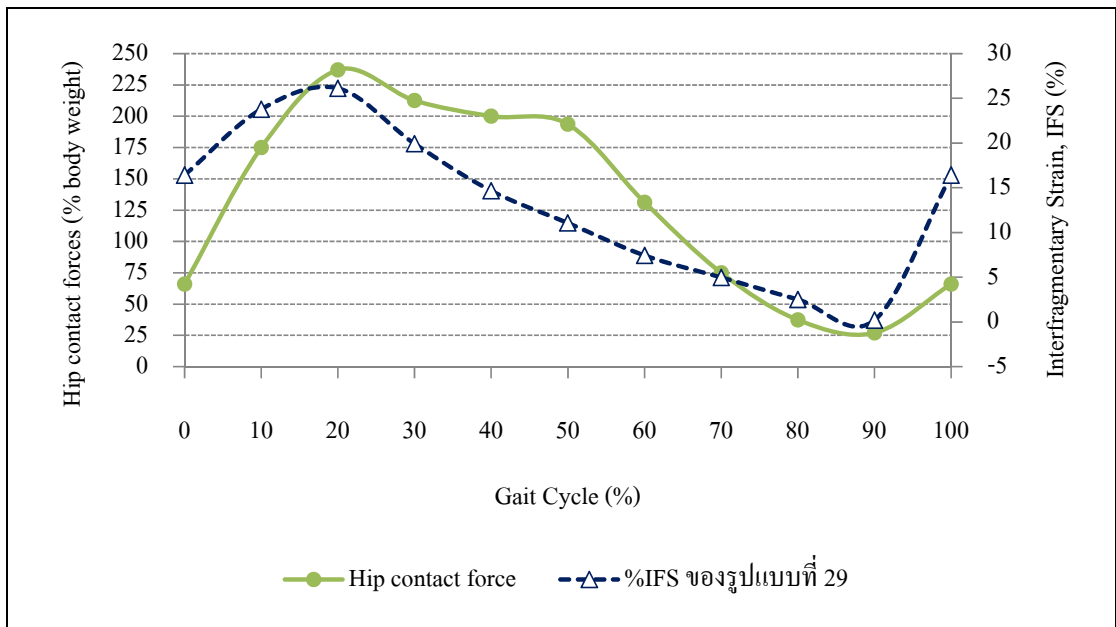
การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยใช้รูปแบบการยึดสกรูที่ 26 มีค่า IFS จากการยื่นของผู้ป่วยเท่ากับ 15.026% และหากผู้ป่วยเดินจะพบว่า %IFS มีค่าเพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดเท่ากับ 23.984% และลดลงต่ำที่สุดเท่ากับ 0.202% หรือสามารถสรุปได้ว่า %IFS มีค่าเพิ่มขึ้นสูงสุด 73.534% และลดลงต่ำสุด 98.658% เมื่อเทียบกับ IFS จากภาวะกรรมจากการยื่นดังแสดงในรูปที่ 4.12 สำหรับรูปแบบการยึดสกรูที่ 28 และรูปแบบการยึดสกรูที่ 29 นั้น ภายใต้ภาวะกรรมที่เกิดจากการยื่น พบว่า %IFS มีค่าเท่ากับ 14.866% และ 14.973% ตามลำดับ โดยหากผู้ป่วยเดิน %IFS จะมีค่าเพิ่มขึ้นสูงสุดเท่ากับ 25.867% สำหรับรูปแบบการยึดสกรูที่ 28 และ 26.120% สำหรับรูปแบบการยึดสกรูที่ 29 และจะมีค่าลดลงต่ำที่สุดเท่ากับ 1.233% และ 0.199% สำหรับรูปแบบการยึดสกรูที่ 28 และ 29 ตามลำดับ ซึ่งหากเทียบการเพิ่มขึ้นและลดลงของ %IFS ของภาวะกรรมที่เกิดจากการเดินกับ %IFS ของภาวะกรรมจากการยื่นของผู้ป่วยแล้วสามารถสรุปได้ว่า ในกรณีของรูปแบบการยึดสกรูที่ 28 %IFS จากการเดินเพิ่มสูงสุด 74.004% และลดลงต่ำสุด 91.705% ส่วนในกรณีของรูปแบบการยึดสกรูที่ 29 เพิ่มขึ้นสูงสุด 74.452% และลดลงต่ำสุด 98.670%



รูปที่ 4.12 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 26



รูปที่ 4.13 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 28



รูปที่ 4.14 %IFS ที่เกิดขึ้นตลอดวงรอบการเดิน เทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force) ของรูปแบบที่ 29

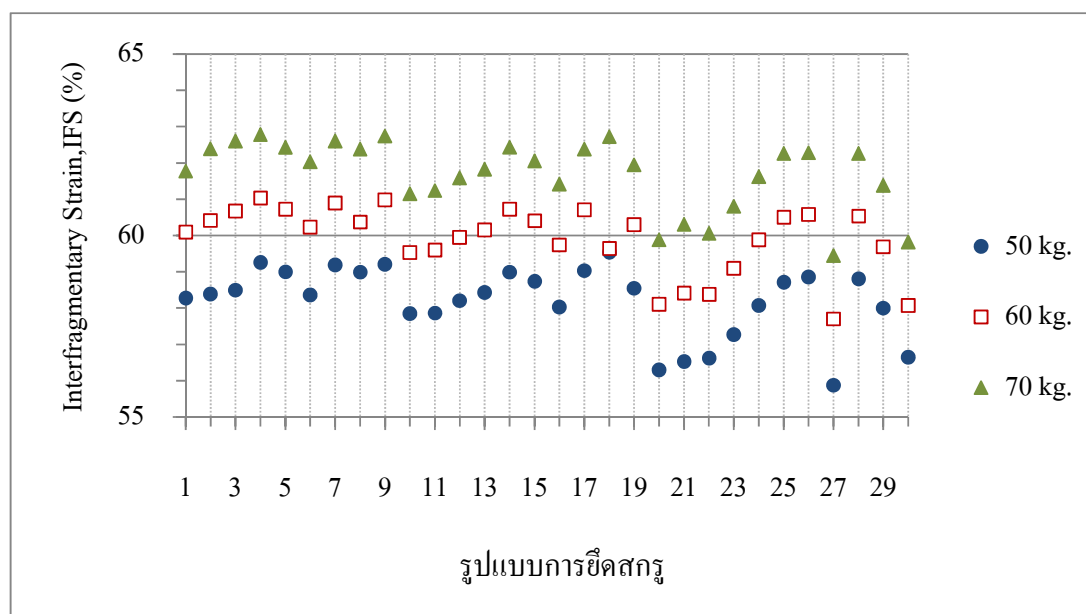
4.2 การอภิปรายผล

งานวิจัยนี้ทำการวิเคราะห์วิธีการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีรูปแบบการหักแบบตัดขวาง (transverse) บริเวณกึ่งกลางของกระดูก (femoral shaft fracture) ซึ่งมีความแตกต่างของแบบจำลองที่ทำการวิเคราะห์ เพื่อศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อการรักษา ได้แก่ ปัจจัยจากรูปแบบการยึดสกรู ปัจจัยจากขนาดความยาวของแผ่น DCP และปัจจัยจากน้ำหนักของผู้ป่วย รวมทั้งทำการศึกษาเพื่อหารูปแบบการยึดสกรูที่สามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพและประสิทธิผลในการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก โดยมีค่า Interfragmentary Strain, IFS เป็นดัชนีชี้วัดรูปแบบการยึดสกรูที่สามารถช่วยจำกัดการขยับของรอยหักของกระดูกให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม รวมทั้งการวิเคราะห์หา %IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาระกรรมอันเนื่องมาจากการเดินของผู้ป่วย ซึ่งจะช่วยให้ทราบถึงการเปลี่ยนแปลงของค่า IFS ตลอดวงจรการเดิน

ในส่วนของการอภิปรายผลที่ได้จากการวิจัยนี้ จะจำแนกออกเป็นกรณีของขนาดของรอยหักของกระดูกเป็นหลัก โดยจะทำการสรุปรูปแบบการยึดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของแผ่น DCP เพื่อเป็นทางเลือกในการรักษา ซึ่งรองรับน้ำหนักของร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ดังนี้

4.2.1 การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร

ผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม จากภาระกรรมแบบขึ้นสามารถสรุปรวม %IFS ได้ดังรูปที่ 4.15






รูปที่ 4.15 %IFS ที่เกิดขึ้นจากการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ภายใต้ภาระกรรมจากการยื่น

จากรูปด้านบน การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยใช้รูปแบบการยึดศกรทั้ง 30 รูปแบบ พบว่า รูปแบบการยึดศกรที่แตกต่างกันส่งผลต่อการขยับของรอยหักกระดูกที่ต่างกันด้วย กล่าวคือ %IFS ที่เกิดจากผู้ป่วยน้ำหนัก 50 กิโลกรัมจะอยู่ในช่วงประมาณ 55% - 60% และหากผู้ป่วยมีน้ำหนัก 60 กิโลกรัม และ 70 กิโลกรัม %IFS จะมีค่าเพิ่มสูงขึ้น ตามภาระกรรมที่เพิ่มมากขึ้น ซึ่งมีค่าประมาณ 58% - 61% และ 59% - 63% ตามลำดับ โดยรูปแบบการยึดศกรที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของแผ่น DCP และจำนวนศกรแสดงดังตารางที่ 4.11

ตารางที่ 4.11 %IFS และรูปแบบการยึดศกร ที่มีค่าต่ำที่สุดของรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตร ในแต่ละความยาวของ DCP 14, 16 และ 18 รู

รูปแบบ ที่	รูปแบบการยึดศกรที่มีค่า IFS ต่ำที่สุด ของแต่ละขนาดความยาวของ DCP	% IFS		
		น้ำหนัก 50 kg.	น้ำหนัก 60 kg.	น้ำหนัก 70 kg.
1		58.271	60.088	61.774
6		58.357	60.224	62.025
10		57.847	59.525	61.149

ตารางที่ 4.11 %IFS และรูปแบบการยัดสกรู ที่มีค่าต่ำที่สุดของรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตร ในแต่ละความยาวของ DCP 14, 16 และ 18 รู (ต่อ)

รูปแบบ ที่	รูปแบบการยัดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุด ของแต่ละขนาดความยาวของ DCP	% IFS		
		น้ำหนัก 50 kg.	น้ำหนัก 60 kg.	น้ำหนัก 70 kg.
16		58.026	59.744	61.411
20		56.295	58.104	59.881
27		55.880	57.706	59.445

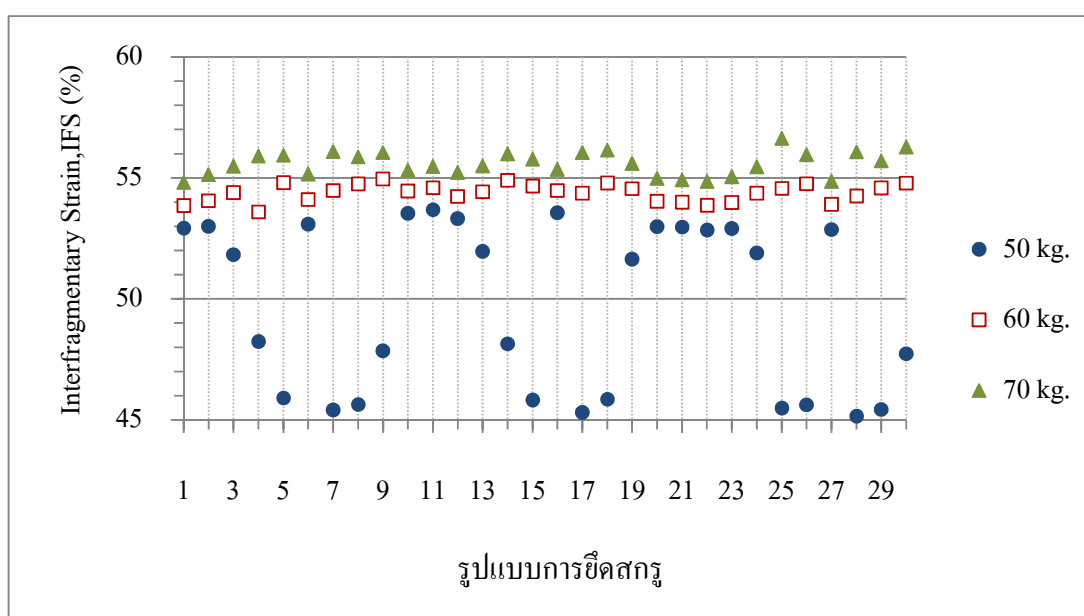
จากตารางด้านบน จะเห็นได้ว่ารูปแบบการยัดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดจะเป็นรูปแบบที่มีการยัดสกรูใกล้กับตำแหน่งบนและล่างสุดของแผ่น DCP สอดคล้องกันทั้งสามขนาด และหากพิจารณารูปที่ 4.16 จะเห็นว่าหากยัดสกรูในตำแหน่งที่เข้าใกล้กับรอยหักกระดูกมากขึ้น จะส่งผลค่า IFS ก็จะมีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย โดยรูปแบบการยัดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดในทุก ๆ น้ำหนักร่างกาย คือ รูปแบบที่ 27 รองลงมาคือ รูปแบบที่ 20 และ รูปแบบที่ 10 ตามลำดับ

หากพิจารณาถึงปัจจัยความแตกต่างของขนาดความยาวของแผ่น DCP ที่เป็นรูปแบบที่เหมาะสมที่สุดในการรักษาผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตรนั้น พบว่าการใช้แผ่น DCP ความยาว 18 รู จะมีค่า IFS ที่ต่ำกว่าแผ่น DCP 16 รู และ 14 รู ประมาณ 1.8% และ 2.2% ตามลำดับ สำหรับผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัม และสำหรับผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 60 กิโลกรัม และ 70 กิโลกรัม นั้น การใช้ DCP ขนาด 18 รู จะมีค่า IFS ต่ำกว่า DCP 16 รู และ DCP 14 รู ประมาณ 1.7% และ 2.3% และ 1.6% และ 2.2% ตามลำดับ เนื่องจากการใช้แผ่น DCP ที่มีความยาวมาก จะสามารถช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวหรือการขยับของรอยหักกระดูกได้มากกว่า กล่าวคือ รอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตรนั้น ถือได้ว่าเป็นรอยหักที่มีขนาดเล็กมาก ดังนั้นการกระทำที่กระทำกับกระดูกจะทำให้รอยหักของกระดูกเกิดการเคลื่อนไหวได้มากจนกระทั่งขึ้นกระดูกบริเวณรอยหักเกิดการบดอัดกัน ซึ่งการบดอัดกันของกระดูกอาจส่งผลให้เกิดการแตกหักของกระดูกเพิ่มมากขึ้น ดังนั้นการใช้แผ่น DCP ที่มีความยาวมากจึงสามารถช่วยตรึงแนวกระดูกและช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวได้ดีกว่าการใช้แผ่น DCP ที่มีความยาวน้อยกว่า แต่การใช้แผ่น DCP ที่มีความยาวมากนั้น ส่งผลให้ค่าใช้จ่ายในการรักษาค่อนข้างสูง และกระทบกระเทือนกล้ามเนื้อเนื้อมากกว่า เนื่องจากต้องผ่าตัดเปิดแผลยาวกว่า และในส่วนของความแตกต่างของจำนวนสกรูที่ใช้ นั้น สำหรับ DCP 14 รู และ 16 รู การยัดด้วยสกรู 6 ตัวให้ค่า IFS ต่ำกว่าการใช้สกรู 8 ตัว ซึ่งแตกต่างจาก DCP 18 รู การใช้สกรู 8 ตัวจะให้ผลดีกว่า เนื่องจากความยาวของแผ่นที่มากกว่า จึงต้องใช้การยัดที่มั่นคงกว่า

อย่างไรก็ตาม %IFS ที่ได้จากการวิเคราะห์ของผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูกเท่ากับ 1 มิลลิเมตรนั้น มีค่าสูงเกินกว่าช่วงที่เหมาะสม อาจส่งผลให้การรักษาไม่สำเร็จ

4.2.2 การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร

ผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 2 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม จากภาวะกรรมแบบยื่นสามารถสรุปรวม %IFS ได้ดังรูปที่ 4.16












รูปที่ 4.16 %IFS ที่เกิดขึ้นจากการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 2 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ภายใต้ภาวะกรรมจากการยื่น

จากรูปด้านบน การจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยใช้รูปแบบการยึดสกรูทั้ง 30 รูปแบบ พบว่า รูปแบบการยึดสกรูที่แตกต่างกันส่งผลถึงการขยับของรอยหักกระดูกที่แตกต่างกันด้วย กล่าวคือ %IFS ที่เกิดจากผู้ป่วยน้ำหนัก 50 กิโลกรัมจะอยู่ในช่วงประมาณ 45% - 54% โดยจะมีลักษณะการกระจายตัวของ %IFS ค่อนข้างมาก ซึ่งแตกต่างจากผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 60 กิโลกรัม และ 70 กิโลกรัม %IFS จะมีการกระจายตัวอยู่ในช่วงแคบ ๆ และมีแนวโน้มที่ค่า IFS ไม่ต่างกันมากนักในแต่ละรูปแบบการยึดสกรู โดย %IFS มีค่าเพิ่มมากขึ้นอยู่ในช่วง 53.5% - 55% และ 55% - 57% ตามลำดับ ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากภาวะกรรมที่เกิดจากผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 50 กิโลกรัมนั้นยังไม่

ทำให้รอยหักของกระดูกเคลื่อนไหวในลักษณะที่เกิดการบดอัดกันของชิ้นกระดูก หรืออาจกล่าวได้ว่า การเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกที่เกิดขึ้น จะมีการขยับตัวของชิ้นกระดูกได้มากหรือน้อย จะขึ้นกับความสามารถในการจำกัดการเคลื่อนไหวของแต่ละรูปแบบการยึดศกร ดังนั้นรูปแบบการยึดศกรที่เหมาะสมกับผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูก 2 มิลลิเมตร และมีน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม นั้นสามารถสรุปรวมได้ดังตารางที่ 4.12

ตารางที่ 4.12 %IFS และรูปแบบการยึดศกร ที่มีค่าต่ำที่สุดของรอยหักกระดูก 2 มิลลิเมตร ในแต่ละความยาวของ DCP 14, 16 และ 18 รู ของผู้ป่วยน้ำหนัก 50 กิโลกรัม



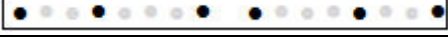

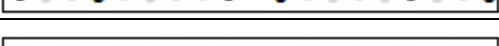
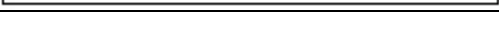
รูปแบบที่	รูปแบบการยึดศกรที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของ DCP	% IFS ของน้ำหนักร่างกาย 50 kg.
5		45.908
7		45.405
8		45.639
15		45.813
17		45.301
18		45.857
26		45.483
28		45.148
29		45.437

จากตารางด้านบน จะเห็นได้ว่ารูปแบบการยึดศกรที่ให้ค่า IFS ต่ำที่สุดในกรณีนี้คือรูปแบบที่ยึดศกรใกล้กับตำแหน่งของรอยหักกระดูก เพื่อช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูกให้มากที่สุด โดยรูปแบบที่มีค่า IFS ที่ต่ำที่สุดของ DCP ขนาด 14 รู คือ รูปแบบที่ 7 และรูปแบบที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของ DCP ขนาด 16 รู และ 18 รู คือ รูปแบบที่ 17 และ 28 ตามลำดับ และหากเปรียบเทียบโดยรวมทุกขนาดความยาวของ DCP พบว่า รูปแบบที่ 28 มีค่า IFS ต่ำที่สุดรองลงมาคือ รูปแบบที่ 17 และ 7 ตามลำดับ โดยแตกต่างกันประมาณ 0.15% -0.25% และหากพิจารณาถึงจำนวนศกรที่ใช้ นั้น ไม่พบความแตกต่างกันของ %IFS อย่างชัดเจนเท่าใดนัก ในกรณีนี้หากพิจารณา %IFS เฉพาะในเชิงปริมาณ รูปแบบที่ 27 จะเป็นรูปแบบที่มีค่า IFS ต่ำที่สุด แต่ก็เป็นรูปแบบที่มีขนาดความยาวของแผ่น DCP มากที่สุดด้วย และหากพิจารณาถึงความแตกต่างของ %IFS ของรูปแบบอื่น ๆ ในตารางที่ 4.13 จะเห็นว่า มีความแตกต่างของค่า IFS น้อยกว่า 1% หาก

เทียบกับการเปิดแผลที่สั้นกว่า รวมทั้งค่าใช้จ่ายที่ต่ำลง รูปแบบอื่น ๆ ก็อาจเป็นทางเลือกที่น่าสนใจ แต่อย่างไรก็ตาม %IFS ที่เกิดขึ้นในกรณีนี้ ซึ่งมีค่าโดยเฉลี่ยประมาณ 45% นั้น ก็ยังมากกว่าช่วงที่เหมาะสม ซึ่งการรักษาอาจไม่ประสบผลสำเร็จ

ต่อไปจะกล่าวถึงการจำลองการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหัก กรณีผู้ป่วยมีรอยหักเท่ากับ 2 มิลลิเมตรเช่นเดิม แต่มีน้ำหนักร่างกาย 60 และ 70 กิโลกรัม ซึ่งรูปแบบการยึดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุด แสดงดังตารางที่ 4.13

ตารางที่ 4.13 %IFS และรูปแบบการยึดสกรู ที่มีค่าต่ำที่สุดของรอยหักกระดูก 2 มิลลิเมตรในแต่ละความยาวของ DCP 14, 16 และ 18 รู ของผู้ป่วยน้ำหนัก 60 และ 70 กิโลกรัม

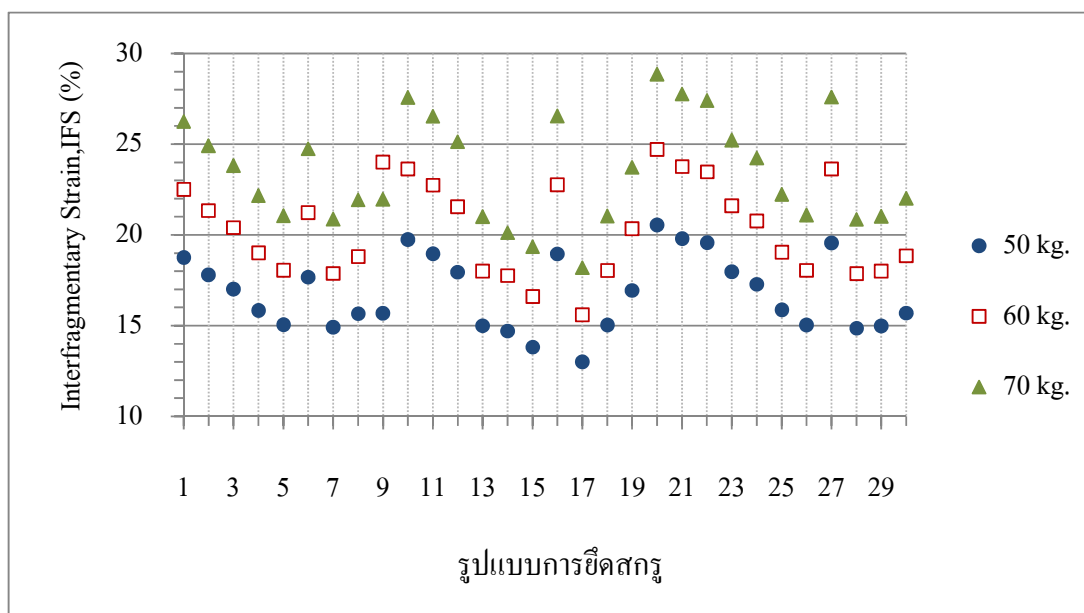
รูปแบบที่	รูปแบบการยึดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของ DCP	%IFS	
		น้ำหนัก 60 kg.	น้ำหนัก 70 kg.
1		53.850	54.810
6		54.115	55.155
12		54.240	55.220
16		54.360	55.350
22		53.860	54.850
27		53.950	54.900

ในกรณีที่น้ำหนักตัวของผู้ป่วยที่เพิ่มขึ้นเป็น 60 กิโลกรัมและ 70 กิโลกรัม นั้น ส่งผลให้การเคลื่อนไหวของกระดูกเกิดขึ้นในลักษณะที่เกิดการบดอัดกัน ดังนั้นรูปแบบการยึดสกรูที่เหมาะสม จะค่อนข้างใกล้เคียงกับรูปแบบการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตรที่เกิดการบดอัดกันของชิ้นกระดูกในทุก ๆ น้ำหนักร่างกายที่ทำการวิเคราะห์ คือ รูปแบบการยึดสกรูที่เหมาะสมจะต้องยึดสกรูในตำแหน่งบนและล่างของแผ่น DCP หรือในตำแหน่งที่ใกล้กับรอยหักกระดูก ซึ่งจากตารางจะเห็นว่า รูปแบบที่ให้ค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของ DCP นั้น จะมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วงประมาณ 53% - 54% สำหรับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม และมีค่า 54% - 55% สำหรับน้ำหนักร่างกาย 70 กิโลกรัม โดยในกรณีของ DCP ขนาด 14 รู รูปแบบที่เหมาะสมที่สุดคือ รูปแบบที่ 1 ส่วน DCP ขนาด 16 รู รูปแบบที่ 12 จะเป็นรูปแบบที่ให้ค่าเหมาะสมมากที่สุด และ DCP ขนาด 18 รู นั้น รูปแบบที่เหมาะสมสำหรับ คือรูปแบบที่ 22

สอดคล้องกันทั้งสองน้ำหนัก โดยการยึดศรตามรูปแบบที่ 12 และ 22 นั้นจะเห็นว่าตำแหน่งในการยึดศรจะเริ่มขยับเข้ามาใกล้กับรอยหักมากขึ้นกว่ากรณีรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตร ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากระยะห่างของช่องว่างรอยหักกระดูกเพิ่มมากขึ้น และหากเปรียบเทียบ %IFS โดยรวมทั้งสามขนาดของ DCP พบว่า รูปแบบที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดคือ รูปแบบที่ 1 รองลงมาคือรูปแบบที่ 22 และ 23 และสุดท้ายคือรูปแบบที่ 12 ตามลำดับ ซึ่งรูปแบบที่ 1 เป็นรูปแบบที่มีความยาวของ DCP เท่ากับ 14 รู ทำให้ผู้ป่วยเจ็บตัวน้อยเนื่องจากเปิดแผลสั้น และค่าใช้จ่ายต่ำ แต่หากมีข้อจำกัดด้านอื่น ๆ รูปแบบการยึดศรที่เหลือในตารางที่ 4.15 ก็ยังคงเป็นทางเลือกในการรักษาได้เช่นกัน เนื่องจากมีความแตกต่างกันของค่า IFS น้อยกว่า 1% สำหรับการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูก 2 มิลลิเมตรนั้น พบว่า %IFS ที่เกิดขึ้นมีค่ามากกว่าช่วงที่เหมาะสมส่งผลให้การรักษาอาจไม่สำเร็จเช่นกัน แต่โดยรวมแล้ว %IFS ที่เกิดขึ้นในทุกรูปแบบการยึดศร และทุกน้ำหนักร่างกายที่ทำการวิเคราะห์ มีแนวโน้มลดลงเมื่อเทียบกับกรณีรอยหักกระดูก 1 มิลลิเมตร

4.2.3 การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร

ผลการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม จากภาระกรรมแบบยื่นสามารถสรุปรวม %IFS ได้ดังรูปที่ 4.18 ซึ่งจะเห็นได้ว่าการจำลองการรักษาผู้ป่วยโดยใช้รูปแบบการยึดศรทั้ง 30 รูปแบบ พบว่า รูปแบบการยึดศรที่แตกต่างกันส่งผลถึงการขยับของรอยหักกระดูกที่แตกต่างกันด้วย กล่าวคือ %IFS ที่เกิดจากผู้ป่วยน้ำหนัก 50 กิโลกรัมจะอยู่ในช่วงประมาณ 13% - 21% และหากผู้ป่วยมีน้ำหนัก 60 กิโลกรัม และ 70 กิโลกรัม %IFS จะมีค่าเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งมีค่าประมาณ 16% - 25% และ 18% - 29% ตามลำดับ โดยรูปแบบการยึดศรที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของแผ่น DCP แสดงดังตารางที่ 4.14



รูปที่ 4.17 %IFS ที่เกิดขึ้นจากการจำลองการรักษาผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 มิลลิเมตร รองรับน้ำหนักร่างกาย 50, 60 และ 70 กิโลกรัม ภายใต้ภาระกรรมจากการยืน

ตารางที่ 4.14 %IFS และรูปแบบการยึดสกรู ที่มีค่าต่ำที่สุดของรอยหักกระดูก 6 มิลลิเมตรในแต่ละความยาวของ DCP 14, 16 และ 18 รู

รูปแบบ ที่	รูปแบบการยึดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำที่สุด ของแต่ละขนาดความยาวของ DCP	% IFS		
		น้ำหนัก 50 kg.	น้ำหนัก 60 kg.	น้ำหนัก 70 kg.
5		15.039	18.047	21.055
7		14.905	17.885	20.867
13		15.000	18.000	21.000
14		14.711	17.767	20.122
15		13.823	16.597	19.352
17		12.994	15.592	18.192
18		15.026	18.030	21.037
26		15.026	18.053	21.083
28		14.866	17.858	20.853
29		14.973	17.997	21.022

สำหรับผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตรนั้น เนื่องจากขนาดของรอยหักกระดูกดังกล่าวมีความกว้างค่อนข้างมาก ทำให้เมื่อกระดูกรับภาระกรรมแล้ว สามารถเคลื่อนไหวหรือขยับได้มาก โดยไม่เกิดการบดอัดกันระหว่างชิ้นกระดูก ดังนั้นรูปแบบการยึดสกรูที่มีค่า IFS ต่ำ จะต้องเป็นรูปแบบที่ช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวดังกล่าวให้อยู่ในช่วงที่เหมาะสม ซึ่งจากตาราง 4.13 ได้สรุปรวมรูปแบบที่มีค่า IFS ต่ำที่สุดของแต่ละขนาดความยาวของแผ่น DCP โดยสังเกตได้ว่า รูปแบบที่ให้ค่า IFS ต่ำที่สุดนั้น จะเป็นรูปแบบที่ยึดสกรูใกล้กับรอยหักของกระดูกมากที่สุด และมีรูปแบบที่สอดคล้องกันทั้งสามขนาดความยาวของแผ่น DCP นอกจากนี้หากพิจารณารูปที่ 4.17 จะเห็นแนวโน้มที่ลดลงของ %IFS เมื่อเลื่อนตำแหน่งการยึดสกรูเข้าใกล้รอยหักของกระดูกมากขึ้น สรุปได้ว่ารูปแบบที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูก 6 มิลลิเมตร เรียงตามลำดับรูปแบบที่มีค่า IFS ต่ำที่สุด คือ รูปแบบที่ 17, 15, 14, 28, 7, 29, 13 และรูปแบบที่มีค่าใกล้เคียง 15% ได้แก่ รูปแบบที่ 18, 26 และ 5 โดยรูปแบบทั้งหมดจะมีค่า IFS ที่อยู่ในช่วงที่เหมาะสมเฉพาะที่รองรับน้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัมเท่านั้น หากน้ำหนัก 60 และ 70 กิโลกรัม %IFS จะเพิ่มสูงขึ้น จนกระทั่งมากกว่าช่วงที่เหมาะสม ดังนั้นผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวมาก จะเริ่มลงน้ำหนักได้ช้ากว่าผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวน้อยกว่า

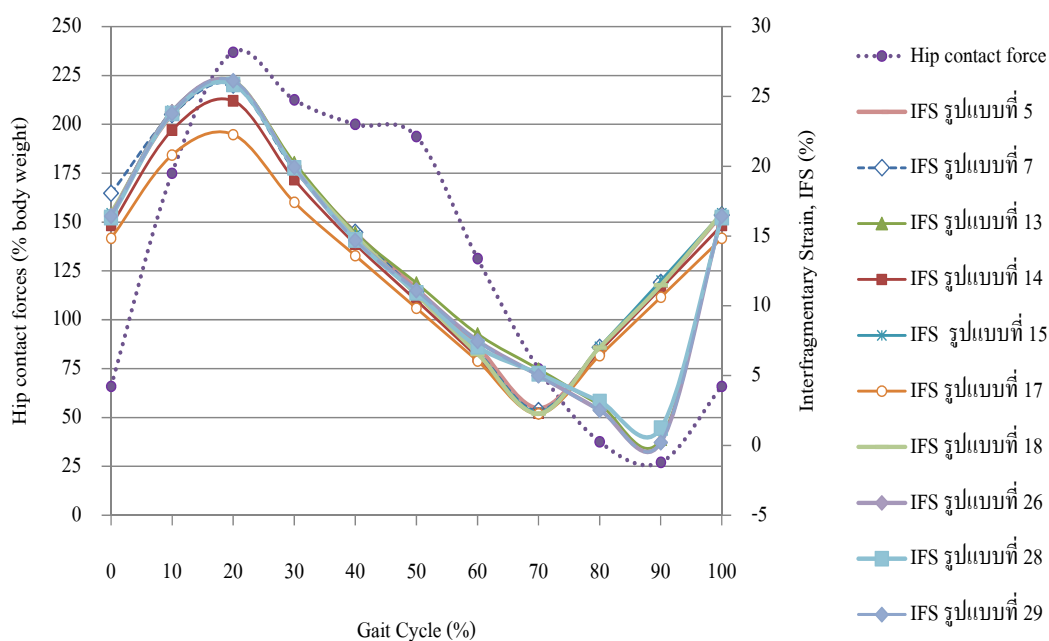
ในส่วน of ขนาดความยาวของแผ่น DCP นั้น นอกจากรูปแบบที่ 17 และ 15 ที่มีค่า IFS เท่ากับ 12.99% และ 13.82% ตามลำดับแล้ว รูปแบบอื่น ๆ จะมีค่า IFS อยู่ในช่วง 14% - 15% ซึ่งหากเทียบขนาดความยาวของแต่ละรูปแบบ และ %IFS ที่แตกต่างกันน้อยกว่า 1% แล้ว การเลือกใช้รูปแบบที่ 7 จะเป็นทางเลือกที่ดีอีกทางเลือกหนึ่งรองลงมา เนื่องจากเป็นรูปแบบที่มีขนาดความยาวของแผ่น DCP สั้นที่สุด ทำให้ช่วยลดค่าใช้จ่ายในการรักษาและเปิดแผลสั้นกว่าระยะเวลาในการพักฟื้นก็จะสั้นกว่าด้วย หากพิจารณาถึงความแตกต่างของจำนวนสกรูที่ใช้ในการใช้สกรู 6 ตัวและ 8 ตัว มีค่า IFS ที่ต่างกันน้อยมาก (น้อยกว่า 1%)

จากนั้น นำรูปแบบการยึดสกรูทั้งสิบรูปแบบดังกล่าว ไปทำการวิเคราะห์การรองรับภาระกรรมจากการเดินของผู้ป่วย ซึ่งจะอภิปรายผลในหัวข้อต่อไป

4.2.4 การวิเคราะห์ %IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาระกรรมจากการเดิน

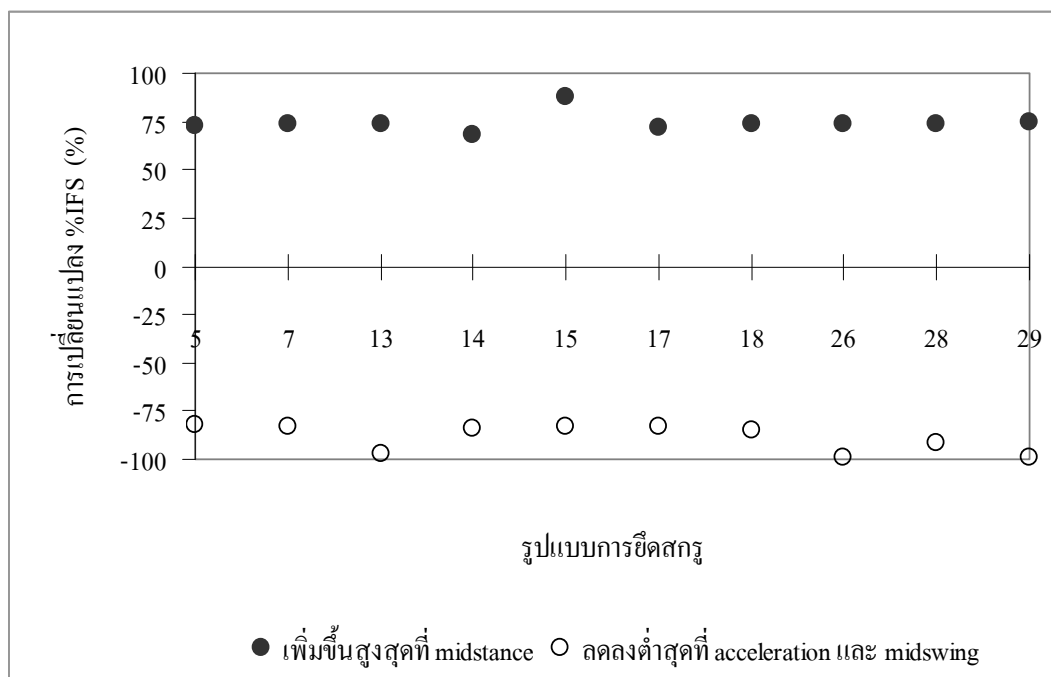
%IFS ที่เกิดขึ้นจากการจำลองการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักของการยึดสกรูทั้ง 10 รูปแบบ ตลอด 1 วงรอบการเดิน เทียบกับภาระกรรมที่กระทำกับกระดูกต้นขา สามารถสรุปรวมได้ดังแสดงตามรูปที่ 4.18 โดยในทุกรูปแบบจะมี %IFS ที่เพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดที่ 20% ของวงรอบการเดิน (mid stance) เนื่องจากเป็นช่วงที่ขาข้างที่ยึดตามกระดูกด้วยแผ่น DCP นั้นรับภาระกรรมจากน้ำหนักตัวเพียงข้างเดียว (single support phase) ส่วนการลดลงต่ำสุดนั้นจะแบ่งออกเป็น

2 กลุ่ม กลุ่มแรก %IFS จะลดลงต่ำสุดที่ 70% (acceleration) ของวงรอบการเดิน ได้แก่ รูปแบบการยึดศกรูที่ 5, 7, 14, 15, 17 และ 18 ส่วนกลุ่มที่สอง จะมีค่า IFS ลดลงต่ำสุดที่ 90% (mid swing) ของวงรอบการเดิน ซึ่งเป็นช่วงที่ขาข้างที่ยึดตามกระดูกด้วยแผ่น DCP ยกलयเหนือพื้น ได้แก่ รูปแบบที่ 13, 26, 28 และ 29



รูปที่ 4.18 %IFS ตลอด 1 วงรอบการเดินเทียบกับแรงที่กระทำกับกระดูกต้นขา (hip contact force)

สำหรับผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกเท่ากับ 6 มิลลิเมตร น้ำหนักร่างกาย 50 กิโลกรัม และได้รับการรักษาโดยการใส่แผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) ร่วมกับศกรู ซึ่งมีรูปแบบการยึดศกรูที่มีค่า IFS อยู่ในช่วงที่เหมาะสมคือ 5% - 15% ภายใต้การกระทำที่เกิดจากการยื่นที่ลงน้ำหนักบนขาทั้งสองข้างของผู้ป่วย หากผู้ป่วยเดินจะส่งผลให้ %IFS มีโอกาสเพิ่มขึ้นสูงสุด โดยเฉลี่ย 74.429% และมีโอกาสลดลงต่ำที่สุด โดยเฉลี่ย 88.650% เมื่อเทียบกับ %IFS ที่เกิดจากการยืน โดยทั้งนี้ขึ้นอยู่กับรูปแบบการยึดศกรูแต่ละรูปแบบ หากพิจารณาการเพิ่มขึ้นของ %IFS นั้น จากรูปที่ 4.19 จะเห็นว่า ในทุกรูปแบบจะมีค่าใกล้เคียงกัน แตกต่างกันน้อยมาก แต่หากพิจารณาการลดลงของ %IFS จะเห็นว่า รูปแบบการยึดศกรูที่มีขนาดของแผ่น DCP ยาวมาก ๆ การลดลงของ %IFS มีค่าใกล้เคียง 100% แสดงให้เห็นว่าแผ่นยึดกระดูกที่มีความยาวมาก ๆ นั้น สามารถช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูกได้ดี เนื่องจากสามารถตรึงแนวกระดูกได้ดีกว่า



รูปที่ 4.19 การเปลี่ยนแปลง %IFS ที่เพิ่มขึ้นและลดลง สูงที่สุด ภายใต้การกระรรมจากการเดิน

โดยปกติ การรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักโดยการผ่าตัดเพื่อยึดตามกระดูกด้วยแผ่นโลหะร่วมกับศกรุนั้น ผู้ป่วยจะไม่สามารถยืนหรือเดินได้ทันที ซึ่งการจะเริ่มลงน้ำหนักได้เมื่อใดนั้นขึ้นอยู่กับความวินิจฉัยของแพทย์ โดยการติดตามผลการสร้างกระดูกใหม่จากภาพถ่ายรังสี ซึ่งระยะเวลาที่สามารถเริ่มลงน้ำหนักได้หลังจากการผ่าตัดนั้น จะขึ้นกับปัจจัยหลายประการ ขึ้นกับแต่ละบุคคล ซึ่งการเริ่มลงน้ำหนักที่น้อย จะส่งผลให้เกิดการขยับของรอยหักกระดูก ทำให้เกิดการกระตุ้นการสร้างกระดูกใหม่ และการลงน้ำหนักในลักษณะของการเดินจะเป็นการช่วยให้เกิดการปรับความแข็งแรงของโครงสร้างภายในกระดูกเพื่อให้เหมาะสมกับภาวะกรรมที่กระดูกส่วนนั้นรองรับ ซึ่งหากอยู่ในช่วงการรักษาแล้วผู้ป่วยไม่ยอมลงน้ำหนักเลย กระบวนการการสร้างกระดูกใหม่อาจใช้เวลาานหรืออาจไม่ติดกันเนื่องจากไม่ได้รับการกระตุ้น และกระดูกที่สร้างใหม่นั้นอาจมีความแข็งแรงต่ำและเกิดการแตกหักซ้ำได้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้ จะเป็นการสรุปผลการวิจัยของรูปแบบการยึดกระดูกที่ให้ค่า IFS อยู่ในช่วง 5% - 15% และการเปลี่ยนแปลงของ %IFS ที่เกิดขึ้นขณะที่ผู้ป่วยเดิน ในการจำลองการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหัก รวมทั้งข้อเสนอแนะในการดำเนินการทำวิจัยต่อไป

5.1 สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ทำการศึกษาการจำลองการรักษาผู้ป่วยภาวะกระดูกต้นขาหักที่มีรูปแบบการแตกหักแบบตัดขวาง (transverse osteotomy) โดยใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก (DCP) ร่วมกับสกรูและทำการกำหนดรูปแบบการยึดกระดูกที่มีความแตกต่างกัน เช่น ขนาดความยาวของแผ่น DCP ตำแหน่งการยึดกระดูก จำนวนสกรู รวมทั้งภาวะกรรมที่ เกิดจากการย่นและการเดินจากน้ำหนัก ร่างกายที่มีความแตกต่างกัน เพื่อหา รูปแบบการยึดกระดูกที่มีค่า Intrefragmentary Strain, IFS อยู่ใน ช่วงที่เหมาะสมต่อการสร้างกระดูกใหม่คือ 5% - 15% และศึกษาการเปลี่ยนแปลงของ %IFS ที่ เกิดตลอดวงจรรอบการเดินสำหรับผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูกแตกต่างกัน 3 ขนาด ได้แก่ ผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูกเท่ากับ 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร ซึ่งผลที่ได้จากการวิจัยจะ ช่วย เป็นแนวทางในการรักษาผู้ป่วยต่อไป โดยจะสรุปเป็นข้อ ๆ ดังนี้

1. สำหรับผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักของกระดูกขนาดเล็ก เช่น 1 มิลลิเมตรและ 2 มิลลิเมตรนั้น จากการจำลองภาวะกรรมอันเนื่องมาจากน้ำหนักร่างกาย พบว่า ภาวะกรรมดังกล่าว ส่งผลให้เกิดการบดอัดกันของชิ้นกระดูก ซึ่งการบดอัดที่รุนแรงจะทำให้เกิดผลเสียต่อกระบวนการสร้างกระดูกได้ ดังนั้นรูปแบบการยึดกระดูกสำหรับช่องว่างรอยหักกระดูกที่มีโอกาสจะเกิดการบดอัดกัน เช่น 1 มิลลิเมตร และ 2 มิลลิเมตรนั้น ควรจะเป็นรูปแบบที่ยึดกระดูกห่างจากรอยหักกระดูกมากที่สุด และการใช้แผ่นโลหะยึดกระดูกที่มีความยาวมากจะช่วยตรึงแนวกระดูกได้ดีกว่า และช่วย จำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักของกระดูกเพื่อไม่ให้เกิดการบดอัดที่รุนแรง เช่น รูปแบบที่ 27

2. สำหรับผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกขนาดใหญ่ เช่น ในกรณีที่ทำการศึกษาวิเคราะห์นี้ เท่ากับ 6 มิลลิเมตรนั้น ภาวะกรรมอันเนื่องมาจากน้ำหนักร่างกายไม่ส่งผลต่อการบดอัดกันของกระดูก ดังนั้นการเคลื่อนไหวหรือการขยับตัวของกระดูกจะสามารถเคลื่อนไหวได้มากกว่ารอยหักกระดูกที่มีขนาดเล็ก รูปแบบการยึดกระดูกที่เหมาะสมจึงเป็นรูปแบบการยึดกระดูกที่ต้องช่วยจำกัดการ

เคลื่อนไหวนของกระดูกได้มากที่สุด คือจะต้องยึดศกฐุในตำแหน่งที่ใกล้กับรอยหักของกระดูกมากที่สุด ซึ่งจากผลการวิจัยนี้ได้แก่ รูปแบบที่ 5, 7, 13, 14, 15, 17, 18, 26, 28 และ 29

3. การเลือกใช้แผ่นโลหะยึดกระดูก สำหรับผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูกน้อย ๆ เช่น 1 มิลลิเมตรและ 2 มิลลิเมตรนั้น การเลือกใช้โลหะยึดกระดูกขนาด 18 รูจะได้ผลดีกว่าขนาด 16 รู และ 14 รู ซึ่งแตกต่างจากผู้ป่วยที่มีช่องว่างรอยหักกระดูก 6 มิลลิเมตร การยึดตามกระดูกโดยใช้โลหะยึดกระดูกขนาด 16 รู จะได้ผลดี ส่วนการใช้ขนาด 18 รู และ 14 รู ให้ผลที่แตกต่างกันน้อยมาก

4. จำนวนศกฐุที่ใช้ยึดกระดูก 6 ตัว และ 8 ตัวนั้น ผลที่ได้จากการวิจัย ไม่พบความแตกต่างที่ชัดเจนเท่าใดนัก โดยพิจารณาจาก %IFS ที่เกิดขึ้น มีค่าแตกต่างกันน้อยกว่า 1% ซึ่งการใส่ศกฐุที่มากกว่าอาจไม่ช่วยในเรื่องของการจำกัดการเคลื่อนไหวนของรอยหักกระดูก แต่อาจช่วยเสริมความแข็งแรงให้กับวิธีการรักษา

5. ในส่วนของน้ำหนักร่างกายต่อผลการรักษา ในทุก ๆ กรณีที่ทำกรวิเคราะห์พบว่าผู้ป่วยที่มีน้ำหนักร่างกายน้อยในงานวิจัยนี้คือ 50 กิโลกรัม จะมี %IFS ที่ต่ำกว่าผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวมากกว่า เนื่องจากขนาดของภาวะกรรมส่งผลกระทบต่อารเคลื่อนไหวนของรอยหักกระดูกน้อยกว่า ดังนั้น ผู้ป่วยที่มีน้ำหนักร่างกายน้อย จะสามารถลงน้ำหนักในการเริ่มยืนหรือเดินได้เร็วกว่าผู้มีน้ำหนักร่างกายมาก รวมทั้งอาจใช้ระยะเวลาในการรักษาสั้นกว่า

6. ในขณะที่ผู้ป่วยเดิน %IFS ที่เกิดขึ้นภายใต้ภาวะกรรมจากการเดินของผู้ป่วยที่มีรอยหักกระดูก 6 มิลลิเมตร น้ำหนัก 50 กิโลกรัม นั้น จะมีโอกาสเพิ่มสูงขึ้นมากที่สุดในช่วงที่ภาวะกรรมกระทำลงบนขาข้างที่ทำการยึดตามกระดูกเพียงข้างเดียว โดยเฉลี่ยประมาณ 75% และจะมีโอกาสลดลงต่ำที่สุดเมื่อขาข้างที่ยึดตามกระดูกยกลอยเหนือพื้น โดยเฉลี่ยประมาณ 88% เมื่อเทียบกับ %IFS ที่เกิดจากภาวะกรรมจากการยืน ทั้งนี้ขึ้นกับรูปแบบการยึดศกฐุ ดังนั้นผู้ป่วยจะต้องเชื่อฟังคำแนะนำของแพทย์อย่างเคร่งครัดถึงระยะเวลาที่สามารถเริ่มลงน้ำหนักเดินเพราะจะเห็นว่า %IFS จะมีค่าเพิ่มขึ้นสูงมาก ซึ่งการเริ่มลงน้ำหนักที่เร็วเกินไป อาจส่งผลให้กระดูกไม่ติดกัน หรืออาจเกิดความเสียหายของแผ่นโลหะยึดกระดูก และส่งผลให้การรักษาไม่สำเร็จได้

7. ภาวะกรรมแบบเดินที่ใช้ในแบบจำลองการรักษานี้ เป็นการเดินของผู้ป่วยในลักษณะการเดินแบบปกติ (normal walking) คือลงน้ำหนักบนขาทั้งสองข้างเท่ากัน ซึ่งการเดินในลักษณะที่แตกต่างออกไปจากนี้ ย่อมให้ผลที่ได้แตกต่างกันออกไป

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. งานวิจัยนี้ทำการจำลองการรักษาภาวะกระดูกต้นขาหักโดยใช้แบบจำลองของกระดูกต้นขาเพียงแบบจำลองเดียว ทำให้ไม่มีความหลากหลายในลักษณะของโครงสร้างเช่น ขนาดและรูปร่าง ดังนั้นหากต้องการผลที่มีความชัดเจน ควรทำการวิเคราะห์แบบจำลองที่มีลักษณะโครงสร้างกระดูกหลากหลายรูปแบบ

2. การกำหนดคุณสมบัติของกระดูกต้นขาที่ใช้ในการวิเคราะห์ยังเป็นแบบ Isotropic ซึ่งหากกำหนดเป็นแบบ Anisotropic แบบจำลองจะมีความใกล้เคียงความเป็นจริงมากขึ้น และผลที่ได้ก็จะมีความถูกต้องมากขึ้น

3. การจำลองภาวะกระดูกที่เกิดจากกล้ามเนื้อที่กระทำกับกระดูกต้นขา ในงานวิจัยนี้พิจารณาเฉพาะกล้ามเนื้อในกลุ่ม Abductor เท่านั้น ซึ่งในความเป็นจริงแล้วบริเวณกระดูกต้นขาจะประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อจำนวนมากซ้อนทับกันอยู่ ทำให้มีแรงกระทำจากกล้ามเนื้อมัดอื่น ๆ กระทำกับกระดูกต้นขาเพิ่มเติม หากจำลองแรงกระทำดังกล่าวครบถ้วนจะทำให้การเคลื่อนไหวของกระดูกต้นขาที่สมจริงมากขึ้น

4. รูปแบบการยึดสกรูที่ทำการศึกษาเกิดจากการกำหนดให้มีความสมมาตรกันทั้งบนและล่างรอยหักกระดูก ซึ่งหากทดลองวิเคราะห์ในรูปแบบอื่น ๆ ที่นอกเหนือไปจากนี้ อาจให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าก็เป็นได้

5. การเลือกใช้โลหะยึดกระดูกที่มีความยาวมาก แม้จะช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวและตรึงแนวกระดูกได้ดีกว่าโลหะยึดกระดูกที่มีความยาวสั้น แต่ข้อเสียคือ กระทบกระเทือนกล้ามเนื้อมากกว่า และเนื่องจากกระดูกต้นขาเป็นกระดูกที่ทำหน้าที่ในการรองรับน้ำหนักร่างกาย (weight bearing bone) เมื่อกระดูกเกิดการเชื่อมติดกันอย่างสมบูรณ์ (completed healing) แล้ว แพทย์จะต้องทำการผ่าตัดเพื่อถอดโลหะยึดกระดูกออกจากร่างกาย เนื่องจากหากปล่อยทิ้งไว้จะทำให้เกิดการแตกหักของกระดูกช่วงบริเวณบนสุดของโลหะยึดกระดูก ซึ่งแตกต่างจากกระดูกส่วนอื่น ๆ ที่ไม่ได้ทำหน้าที่รองรับน้ำหนักร่างกาย เช่น กระดูกแขน สามารถใส่โลหะยึดตามไว้ได้ แม้กระดูกจะติดแล้วก็ตาม ส่วนจำนวนสกรูที่ใช้ยึดนั้น การยึดสกรูด้วยจำนวนที่น้อยที่สุดในขณะที่ทำให้ความแข็งแรงและช่วยจำกัดการเคลื่อนไหวของรอยหักกระดูกได้เท่าหรือใกล้เคียงกันนั้น สามารถช่วยลดโอกาสการแตกหักของกระดูกซ้ำตามรูเจาะของกระดูกหลังจากผ่าตัดเพื่อนำโลหะออกภายหลังการรักษาเสร็จสมบูรณ์

6. ในงานวิจัยต่อไป อาจจำลองลักษณะการเดินที่เป็นลักษณะการเดินที่ใกล้เคียงกับการเดินของผู้ป่วย เพื่อให้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากขึ้น

รายการอ้างอิง

- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. and Duda G.N., 2001. Hip contact forces and gait pattern from routine activities. **Journal of Biomechanics**, Vol.34, pp. 858-871
- Claes L E., Heigele C A., Neidlinger-Wilke C., Kasper D., Seidl W., Margevicius K J., et al., 1998 Effect of mechanical factors on the fracture healing process. **Clinical Orthopedics and Related research**, 355S:S132-S147.
- Claes L E., Heigele C A., 1999. Magnitude of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing, **journal of biomechanics**, Volume 32, Issue 3, March, page 255-266.
- Cordey, J., Borgeaud, M., Perren, S. M., 2000. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone, **Injury**, vol.31, S-C 21-28.
- Davis, J. R. (Joseph R.), 2003. ASM International., **Handbook of materials for medical devices/ edited by J.R. Davis**, Materials Park, OH : ASM International.
- Delisa J A., 1988. **Rehabilitation medicine principle and practice 1st ed.**, Philadelphia : J.B. Lippincott, pp. 312-13, pp. 342-343.
- Duda, G.N., Heller, M., Albinger, J., Schulz, O., Schneider, E., and Cleas., L., 1998. Influence of muscle forces on femoral strain distribution, **Journal of Biomechanics**, Vol. 31, pp. 841-846
- Egol K A., Kubiak E N., Fulkerson E., Kummer F J. and Koval K J., 2004. Biomechanics of locked plates and screws., **Journal of Orthopaedic Trauma**, pp. 488-493.
- Gage, J.R., 1990. An overview of normal walking. **Instructional Course Lectures**, pp. 291-303.
- Hall S.J., 1999. **Basic Biomechanis**, 3rd ed, McGraw-Hill, New Delhi.
- J.B. Brunski, 1996. **Biomaterials Science : An Introduction to materials in Medicine**, B.D.

- Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, and J.E. Lemons, Ed., Academic Press, pp. 37 – 35
- Kenwright J., Goodship A E., 1989. Controlled Mechanical Stimulation In the Treatment of Tibial Fractures., **Clinical Orthopaedics and Related research**, pp. 36-47.
- Perren S.M., 1979. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation., **Clin Orthop**, pp. 175-196.
- Winter, D.A., 1987. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait**. Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press.
- Sari Salminen, 2005. A femoral shaft fractures in adults:epidemiology, fracture patterns, nonunion and fatigue fractures. **Academic dissertation of Faculty of Medicine of the University of Helsinki**, Finland.
- U KAMACHI MUDALI, T M SRIDHAR and BALDEV RAJ, 2003. Corrosion of bio implants, **Sadhana**, vol.8, part 3&4 , pp.601-637.
- V.A. Papathanasopoulou, D.I. Fotiadis and C.V. Massalas, 2001. Intact and implanted femur behaviour during walking and jogging, **IEEE**, pp.1524-1527.
- วิณา ฟันเพ็ง, กนต์ธร ชำนิประศาสน์, 2549. ผลของความยาวโลหะยึดกระดูก และการยึดกระดูก โดยใช้รูปแบบการวางสกรูที่แตกต่างกันต่อความเครียดบริเวณกระดูกหักในภาวะกระดูกต้นขาหัก,การประชุมเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 20,
- บุญสิน บุรณะพาณิชย์กิจ, 2547. การตามกระดูกหัก. (พิมพ์ครั้งที่ 1), บั๊กเน็ต, กรุงเทพฯ
- ไพรัช ประสงค์จีน, 2541. กระดูกหักและข้อเคลื่อน (fracture and dislocation), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, กรุงเทพฯ

ภาคผนวก ก

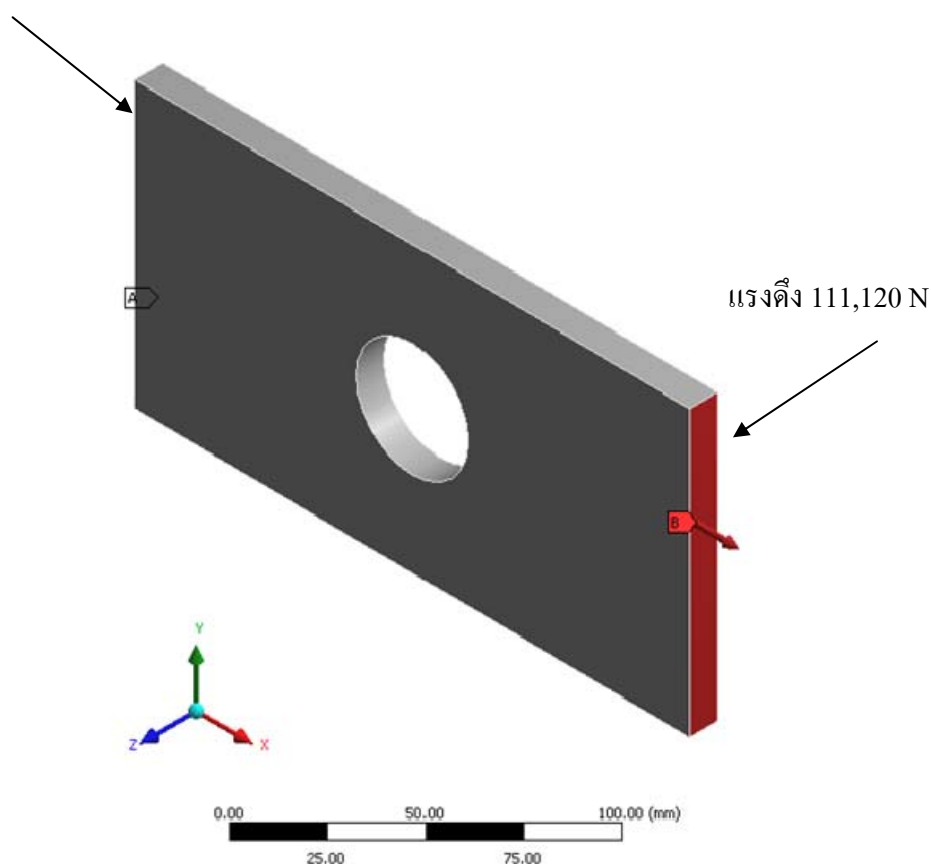
ผลเฉลยแม่นยำตรงของปัญหาแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรู

ในงานวิจัยนี้ เลือกใช้โปรแกรมช่วยวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำเร็จรูป ANSYS Workbench Version 11. ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้กันอย่างกว้างขวาง และแม้ว่าโปรแกรมจะผ่านการทดสอบความถูกต้องมาเป็นอย่างดีแล้วจากบริษัทผู้ผลิต แต่ผู้วิจัยต้องทำการทดสอบโปรแกรมก่อนใช้ เพื่อสร้างความมั่นใจในการใช้โปรแกรมให้เกิดประสิทธิภาพสูงสุด โดยจะทำการหาผลเฉลยแม่นยำที่เกิดจากการวิเคราะห์ปัญหาแผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่ตกอยู่ภายใต้แรงดึง (tension)

ก.1 การหาความเค้นสูงสุดและความเครียดสูงสุด

แผ่นโลหะสี่เหลี่ยมผืนผ้าซึ่งผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) ขนาดกว้าง $b = 100$ มิลลิเมตร หนา $h = 10$ มิลลิเมตร มีรูเจาะขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง $d = 40$ มิลลิเมตร รับแรงดึงมีทิศทางในแนวนอน P เท่ากับ 25,000 ปอนด์ หรือ 111,210 นิวตัน ดังแสดงในรูป ก.1

จับยึดแน่น (Fixed support)



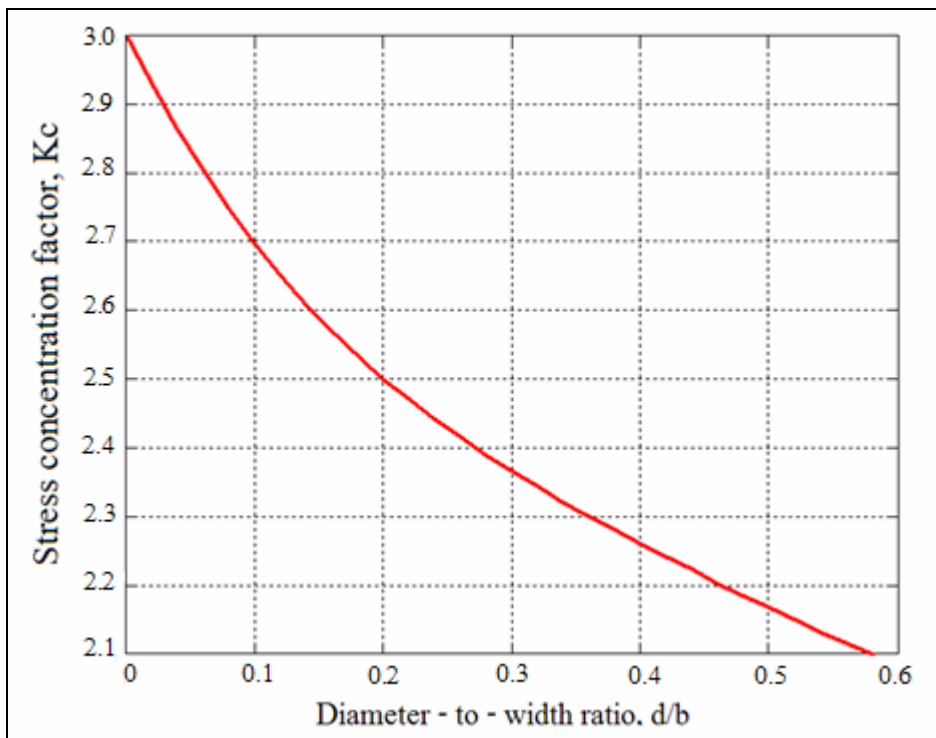
รูปที่ ก.1 แผ่นโลหะสี่เหลี่ยมเจาะรูรับแรงดึง

1. จากขนาดของชิ้นงานด้านบน สามารถคำนวณเส้นผ่านศูนย์กลางต่อความกว้างได้เท่ากับ

$$\frac{d}{b} = \frac{40\text{mm}}{100\text{mm}} = 0.4$$

2. จากกราฟแสดงความหนาแน่นของความเค้น จะได้ตัวประกอบความเค้นหนาแน่น

$$K_c = 2.25$$



รูปที่ ก.2 กราฟแสดงความหนาแน่นของความเค้น

3. ความเค้นเฉลี่ยและค่าความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x

$$A_{net} = (b - d)h = (100\text{ mm} - 40\text{ mm}) 10\text{ mm} = 600\text{ mm}^2 = 0.6 \times 10^{-3}\text{ m}^2$$

$$\sigma_{ave} = \frac{P}{A_{net}} = \frac{111210\text{ N}}{600\text{ mm}^2} = 185.35\text{ MPa}$$

$$\sigma_{act} = K_C \sigma_{ave} = 2.25 (185.35 \text{ MPa}) = 417.04 \text{ MPa} \quad (\text{ก.3})$$

ในเบื้องต้นสามารถที่จะหาค่าความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x ได้ 417.04 MPa จากนั้นนำไปหาค่าความเครียด (Strain)

4. ความเครียด ณ ตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x

$$\varepsilon_{act} = \frac{\sigma_{act}}{E}$$

โดยที่ ε_{act} : ค่าความเครียดที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งความเค้นสูงสุด
 σ_{act} : ความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นจริง
 E : ค่าโมดูลัส ความยืดหยุ่น (Young's Modulus)

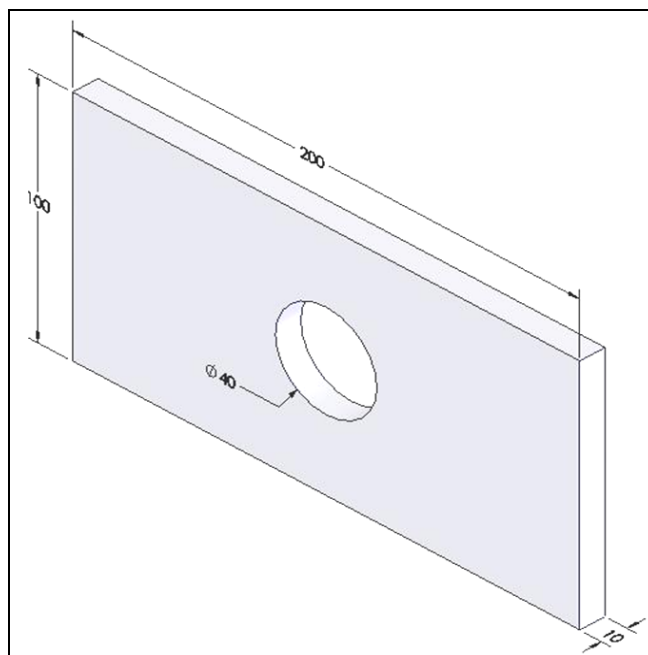
จะได้ว่า

$$\varepsilon_{act} = \frac{417.04 \text{ MPa}}{1.9 \times 10^{11} \text{ Pa}} = 2.195 \times 10^{-3} \text{ mm / mm} \quad (\text{ก.4})$$

ผลของค่าความเครียด ณ ตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดตามแนวแกน x ที่คำนวณได้มีค่าเท่ากับ 0.002195 mm

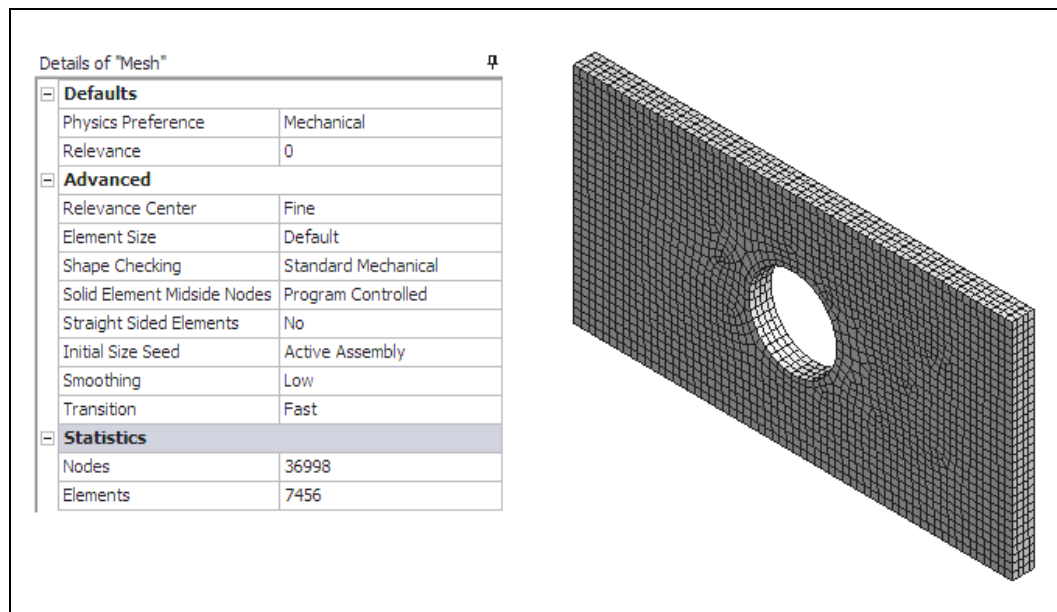
ก.2 การคำนวณด้วยโปรแกรม

เริ่มจากการสร้างชิ้นงาน ดังรูป ก.3 เพื่อวิเคราะห์หาค่าความเค้นสูงสุด โดยเป็นการวิเคราะห์แรงกระทำแบบสถิตยศาสตร์ (Static structural) โดยการใช้โปรแกรม ANSYS Workbench Version 11



รูปที่ ก.3 แผ่นสี่เหลี่ยมเจาะรูที่สร้างจากโปรแกรม ANSYS Workbench V.11

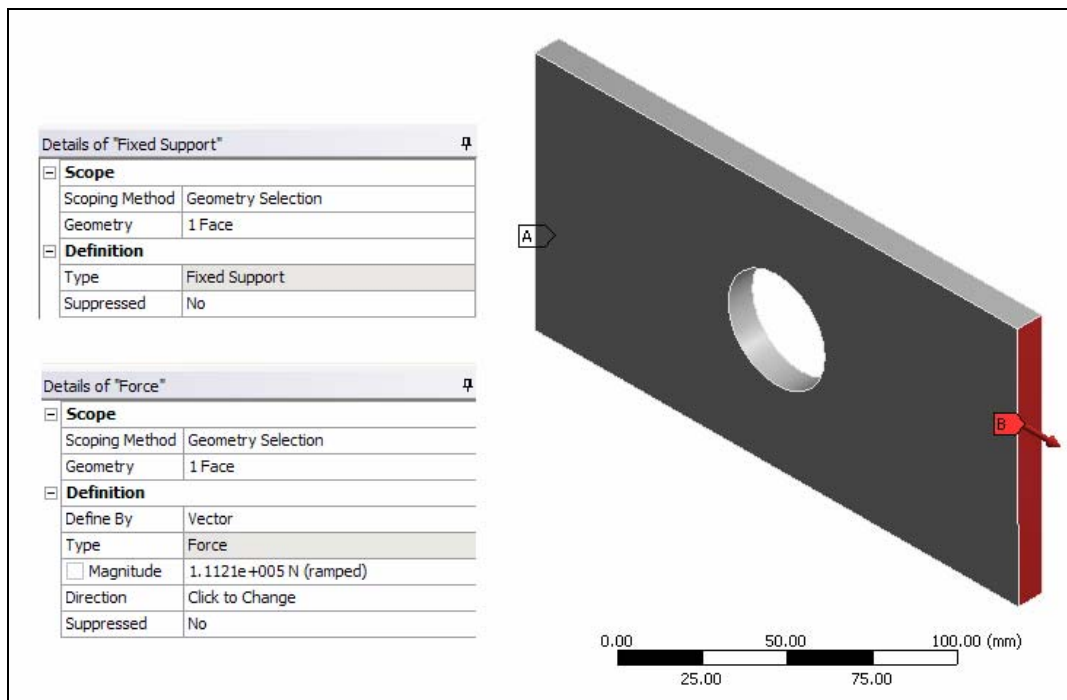
จากนั้นทำการสร้างเมช (mesh) โดยโปรแกรม ANSYS Workbench V.11 จะสร้างและกำหนดขนาดของเอลิเมนต์แบบออตโนมิติ ซึ่งสำหรับชิ้นงานนี้โปรแกรมสร้างเอลิเมนต์รูปทรง Quadratic Hexahedral เป็นตัวเลือกออตโนมิติ (Default) ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการกำหนดคุณสมบัติเชิงกลของวัสดุ โดยวัตถุที่ทำการวิเคราะห์นี้ผลิตจากเหล็กกล้าไร้สนิม AISI 304 ซึ่งสามารถใช้คุณสมบัติเชิงกลพื้นฐานของวัสดุที่มีอยู่ในข้อมูลคุณสมบัติของโปรแกรม ดังรูปที่ ก.5 จากนั้นเริ่มทำการวิเคราะห์ โดยเริ่มจากการกำหนดชนิดการจับยึด (Supports) เป็นแบบจับยึดแน่น (Fixed) และแรงกระทำ (Loads) กำหนดเป็นแรงดึง (Tensile) ที่กระทำแบบตั้งฉากบนพื้นผิว (Normal force) ดังรูปที่ ก.6



รูปที่ ก.4 สร้างเอลิเมนต์ให้กับชิ้นงาน

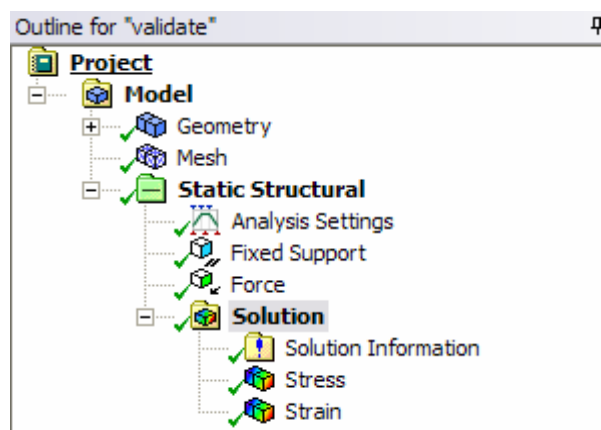
Stainless Steel AISI304	
Structural Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Young's Modulus	1.93e+005 MPa
<input type="checkbox"/> Poisson's Ratio	0.31
<input type="checkbox"/> Density	7.75e-006 kg/mm
<input type="checkbox"/> Thermal Expansion	1.7e-005 1/°C
<input type="checkbox"/> Tensile Yield Strength	207. MPa
<input type="checkbox"/> Compressive Yield Strength	207. MPa
<input type="checkbox"/> Tensile Ultimate Strength	586. MPa
<input type="checkbox"/> Compressive Ultimate Strength	0. MPa
Thermal Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Thermal Conductivity	1.51e-002 W/mm·°C
<input type="checkbox"/> Specific Heat	480. J/kg·°C
Electromagnetics Add/Remove Properties	
<input type="checkbox"/> Relative Permeability	10000
<input type="checkbox"/> Resistivity	7.7e-004 Ohm·mm

รูปที่ ก.5 ตารางคุณสมบัติเชิงกลวัสดุ AISI 304

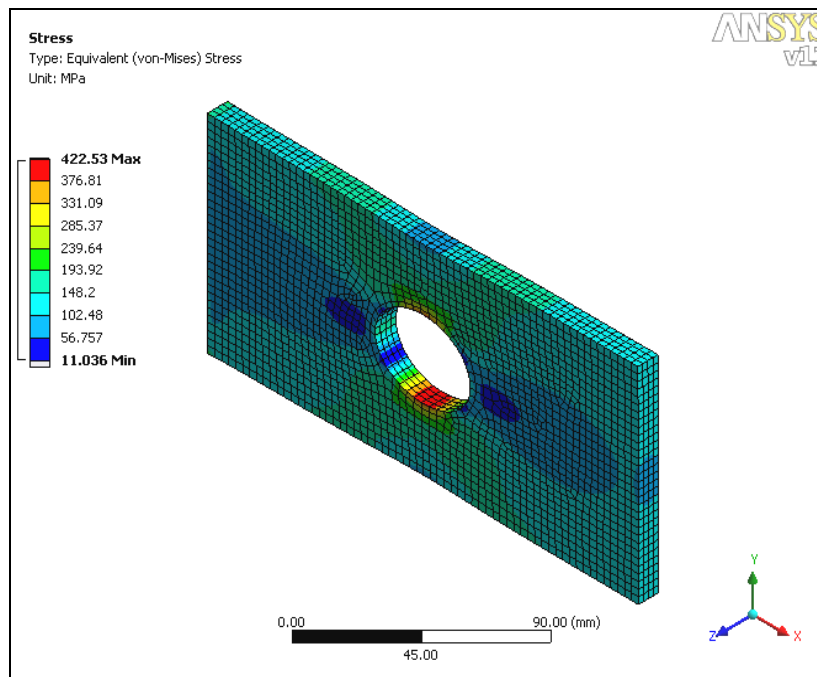


รูปที่ ก.6 การกำหนดการจับยึดและแรงที่กระทำบนชิ้นงาน

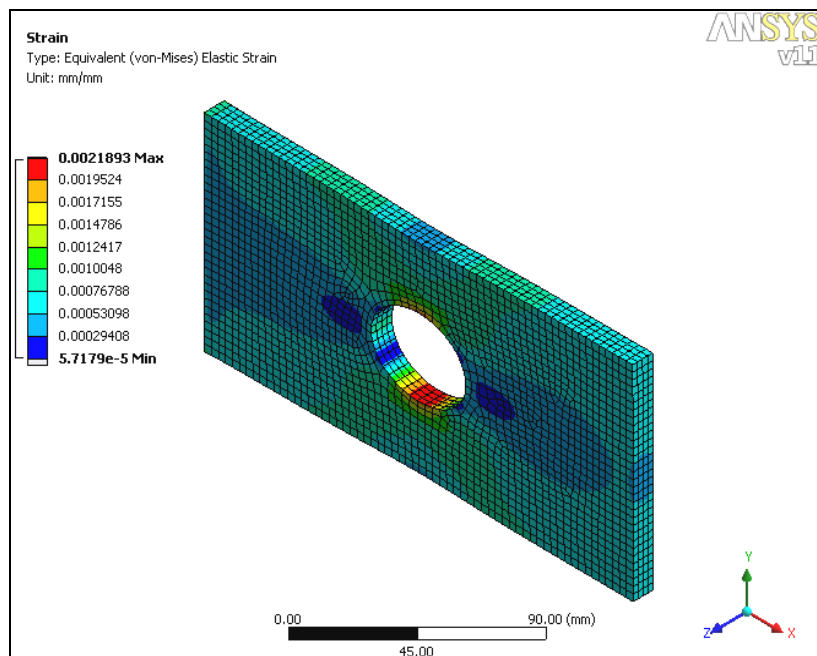
จากนั้นจะเป็นการกำหนดผลลัพธ์ที่ต้องการให้โปรแกรมทำการคำนวณ ซึ่งจะถูเก็บอยู่ในโฟลเดอร์ของ Solution ซึ่งในที่นี้กำหนดให้โปรแกรมหาผลเฉลยของความเครียดสูงสุดและความเค้นสูงสุด ดังรูป ก.7 และมีผลลัพธ์แสดงดังรูปที่ ก.8 และ ก.9 ตามลำดับ



รูปที่ ก.7 โฟลเดอร์ของผลเฉลย



รูปที่ ก.8 ผลของค่าความเค้นตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม



รูปที่ ก.9 ผลของค่าความเครียดตามแนวแกน x ที่ได้จากโปรแกรม

ผลจากการคำนวณด้วยโปรแกรมจะได้ค่าความเค้นวอนนิสสูงสุดเท่ากับเท่ากับ 422.53 MPa ส่วนผลของความเครียดที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรม ณ ตำแหน่งเดียวกันเท่ากับ 0.0021893 mm/mm ซึ่งถือว่าใกล้เคียงกับการคำนวณจากทฤษฎีดังสมการ ก.3 และ ก.4 ตามลำดับ นำผลที่ได้ไปคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด โดยเป็นค่าเปรียบเทียบของความแตกต่างระหว่างคำตอบจาก ANSYS Workbench V.11 กับคำตอบจากทฤษฎีเทียบ ดังสมการ ก.5 และ ก.7 ได้ดังนี้ ผลของค่าความผิดพลาดจากการคำนวณค่าความเค้น

$$error_{stress} = \left| \frac{\sigma_{Theory} - \sigma_{ANSYS}}{\sigma_{Theory}} \right| \times 100\% \quad (ก.5)$$

โดยที่ $error_{stress}$ คือ ค่าความผิดพลาดของความเค้น
 σ_{ANSYS} คือ ค่าความเค้นที่คำนวณได้จาก ANSYS Workbench V.11
 σ_{Theory} คือ ค่าความเค้นที่คำนวณได้จากทฤษฎี

จะได้ว่า

$$error_{stress} = \left| \frac{417.04 - 422.53}{417.04} \right| \times 100\% = 1.316\% \quad (ก.6)$$

ผลของค่าความผิดพลาดจากการคำนวณค่าความเครียด

$$error_{strain} = \left| \frac{\epsilon_{Theory} - \epsilon_{ANSYS}}{\epsilon_{Theory}} \right| \times 100\% \quad (ก.7)$$

โดยที่ $error_{strain}$ คือ ค่าความผิดพลาดของความเครียด
 ϵ_{ANSYS} คือ ค่าความเครียดที่คำนวณได้จาก ANSYS Workbench V.11
 ϵ_{Theory} คือ ค่าความเครียดที่คำนวณได้จากทฤษฎี

จะได้ว่า

$$error_{strain} = \left| \frac{0.002195 - 0.0021893}{0.002195} \right| \times 100\% = 0.2597\% \quad (\text{ก.8})$$

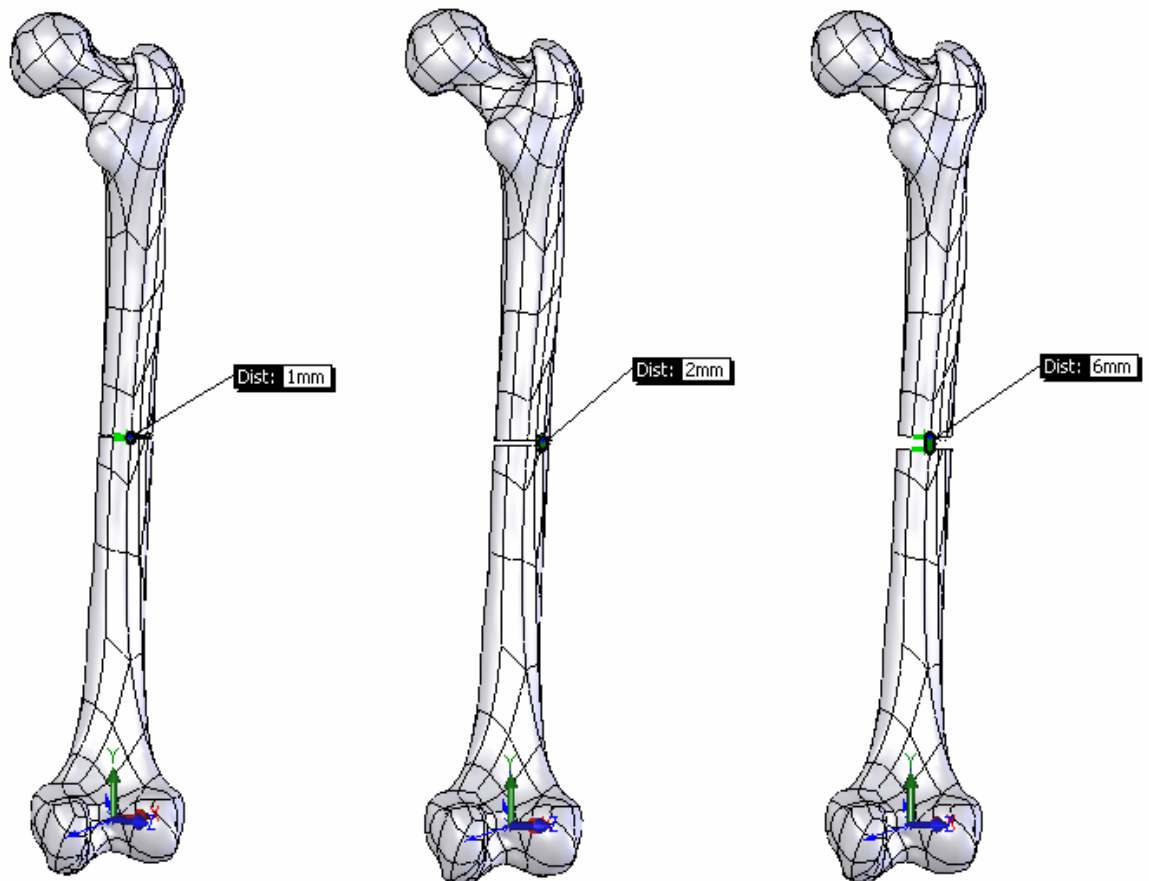
ผลจากการคำนวณด้วยโปรแกรมมีค่าใกล้เคียงกับผลการคำนวณจากทฤษฎี โดยมีค่าความผิดพลาดของค่าความเค้นเท่ากับ 1.316% ดังสมการที่ ก.6 และความผิดพลาดของค่าความเครียดเท่ากับ 0.2597% ดังสมการที่ ก.8 ซึ่งค่าความผิดพลาดดังกล่าวอยู่ในเกณฑ์ที่สามารถยอมรับได้ และ หากทำการลดขนาดของเอลิเมนต์ให้มีความละเอียดมากขึ้นก็จะทำให้ค่าความผิดพลาดมีค่าลดลง และทำให้การคำนวณด้วยโปรแกรมมีค่าน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น

ภาคผนวก ข

แบบจำลองการหักของกระดูกต้นขา ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูกและสกรู

ข.1 แบบจำลองรอยหักของกระดูกต้นขา

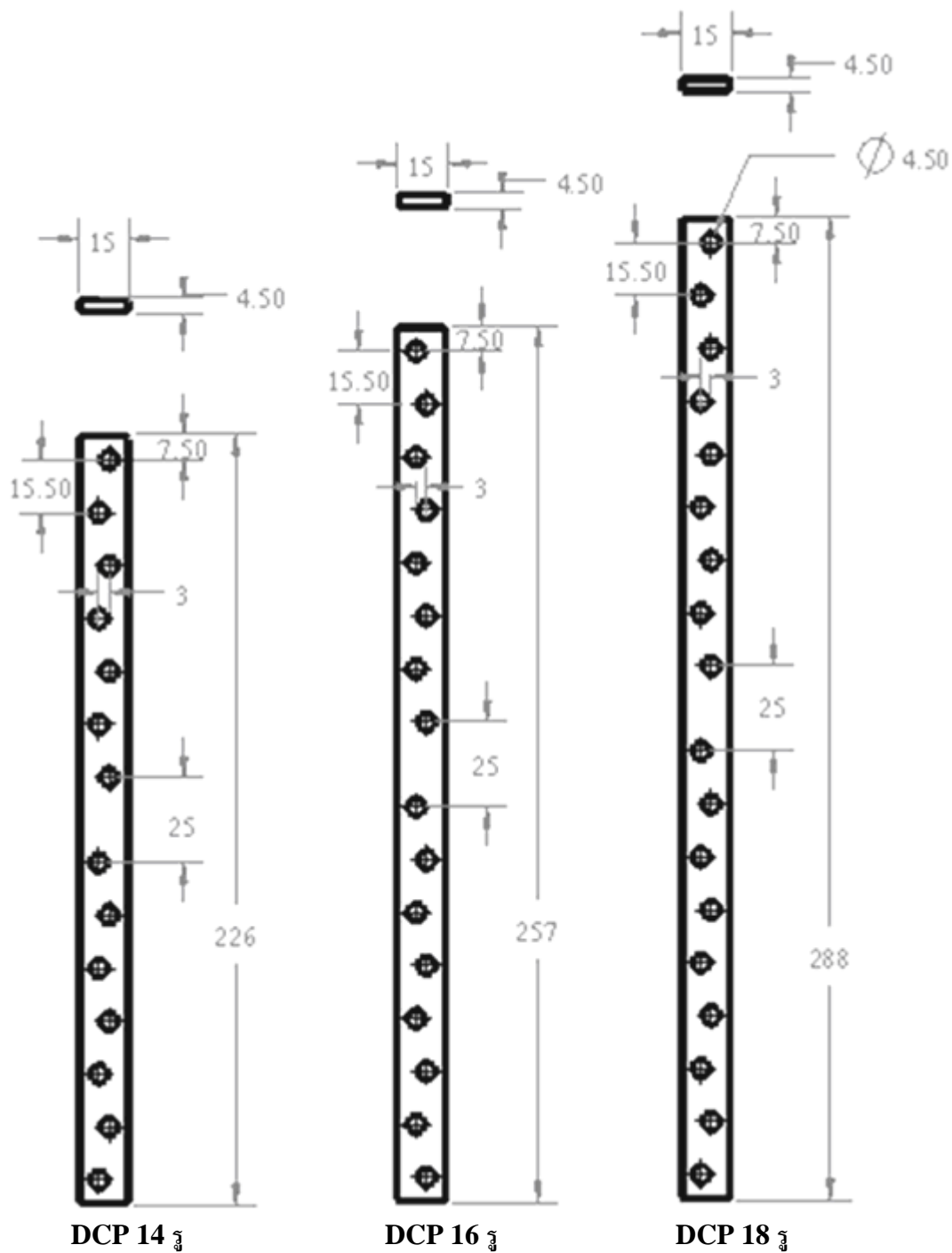
เมื่อได้แบบจำลองกระดูกต้นขาที่ได้จากการสแกน หลังจากนั้นจะนำมาสร้างรอยหักของกระดูก ซึ่งมีรูปแบบการหักแบบตัดขวาง (transverse osteotomy) โดยขนาดของรอยหัก แสดงดังรูป ข.1



รูปที่ ข.1 ขนาดของรอยหักของกระดูก 1, 2 และ 6 มิลลิเมตร

ข.2 ขนาดของแผ่นโลหะยึดกระดูก

แบบจำลองของแผ่นโลหะยึดกระดูกหรือ Dynamics Compression Plate, DCP ถูกสร้างขึ้นด้วยโปรแกรม SolidWorks โดยกำหนดขนาดของ DCP ดังรูปที่ ข.2

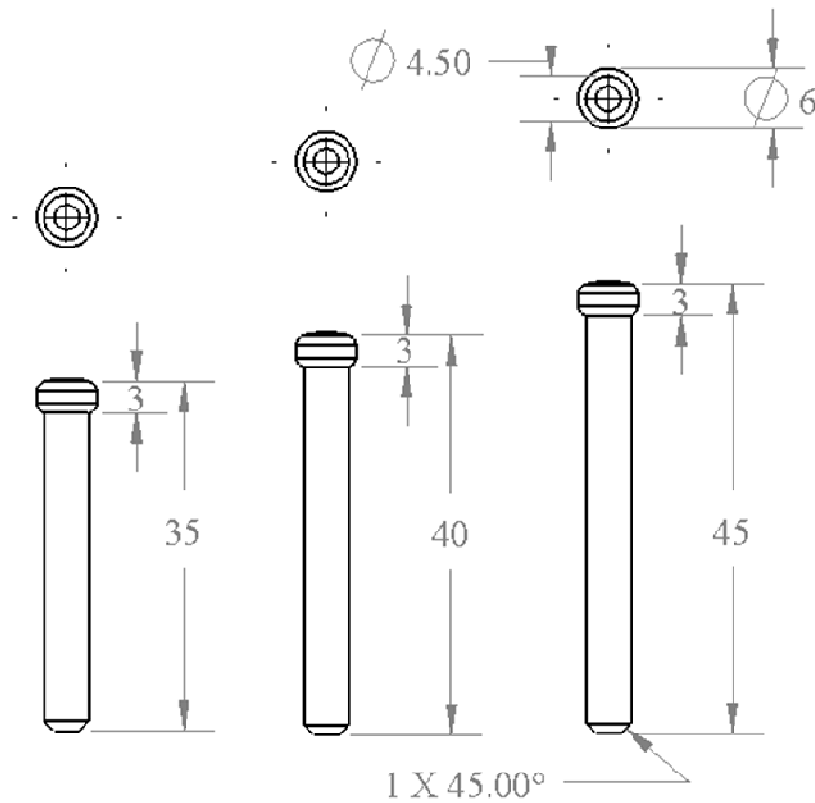


(Unit : mm)

รูปที่ ข.2 ขนาดของแผ่นโลหะขีดยึดกระดูก (DCP)

ข.3 ขนาดของสกรู

สกรูยึดกระดุกถูกจำลองขึ้นจากโปรแกรม SolidWorks โดยกำหนดขนาดของสกรู ดังรูป



(Unit : mm)

รูปที่ ข.3 ขนาดของสกรูยึดกระดุก

ภาคผนวก ก

บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในขณะศึกษา

รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในขณะศึกษา

ภูษณิศา ขจรวัฒนากุล และ กนต์ธร ชำนิประศาสน์ (ตุลาคม 2551). ผลของความยาวโลหะยึดกระดูก และรูปแบบการวางกระดูกต่อความเครียดแตกหัก ในภาวะกระดูกต้นขาหัก ภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 22., หน้า 9-16

ประวัติผู้เขียน

นางสาวภูษณิศ ขจรวัฒนากุล เกิดเมื่อวันที่ 29 ธันวาคม พ.ศ.2525 ที่อำเภอชุมแสง จังหวัดนครสวรรค์ เริ่มการศึกษาระดับประถมศึกษาปีที่ 1-6 ที่โรงเรียนธัมมสิริศึกษาสัตหีบ และมีมัธยมศึกษาปีที่ 1-6 ที่โรงเรียนสัตหีบวิทยาคม จังหวัดชลบุรี สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเครื่องกล) สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อ พ.ศ. 2548 และได้ศึกษาต่อระดับปริญญาโท สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ขณะศึกษาได้เป็นผู้สอนปฏิบัติการของสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล จำนวน 3 รายวิชา ได้แก่ (1) ปฏิบัติการวิศวกรรมเครื่องกล 1 (2) เขียนแบบวิศวกรรม 1 และ (3) เขียนแบบวิศวกรรม 2 เป็นเวลา 3 ปี ระหว่างศึกษาต่อระดับปริญญาโท ได้มีการนำเสนอผลงานวิชาการเรื่อง ผลของความยาวโลหะยึดกระดูกและรูปแบบการวางกระดูกต่อความเครียดแตกหัก ในภาวะกระดูกต้นขาหักภายใต้ภาระกรรมแบบวงรอบ ในการประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 22 ณ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต ระหว่างวันที่ 15 – 17 ตุลาคม พ.ศ. 2551