

การวิเคราะห์ความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึงภายนอกโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Stiffness Analysis of a Rigid External Fixator using Finite Element Method

อารยันต์ วงษ์นิยม^{1*} สุรสิทธิ์ ปิยะศิลป์^{1**}¹ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ถนนมิตรภาพ ต.ในเมือง อ. เมือง จ. ขอนแก่น 40002

โทร 043-202845 โทรสาร 043-202849 Email: sanfun_road@hotmail.com *, surasith@kku.ac.th **

บทคัดย่อ

การเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บกระดูกหน้าแข้งหักแบบเปิดต้องมีความระมัดระวังในการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บเพราะคมกระดูกอาจทำให้เกิดการบาดเจ็บซ้ำเกิดขึ้น การสร้างอุปกรณ์เพื่อช่วยยึดตรึงกระดูกก่อนเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บสามารถช่วยแก้ปัญหาในเรื่องนี้ได้ ขนาดของอุปกรณ์อ้างอิงขนาดร่างกายกลุ่มประชากรภาคตะวันออกเฉียงเหนือจำนวน 500 ตัวอย่าง ในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้ใช้การวิเคราะห์ทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ใช้การประยุกต์ภาระแรงในแนวแกน โมเมนต์ดัดสูงสุด และ โมเมนต์บิด พร้อมทั้งปรับเปลี่ยนมุมการยึดตรึงกระดูกด้วย Pin วัดจากแนวระนาบ เพิ่มค่ามุมทีละ 15 องศา เริ่มจาก 15-75 องศา และ ผลการวิเคราะห์ทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์หาค่าการเคลื่อนตัวเพื่อหาค่าความแข็งตึงและความเค้นฟอนมิสเสส ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่ามุมยึดตรึง Pin มีผลต่อค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์

Abstract

Transportation of patients with tibia open fracture must be performed carefully because sharp bone edges can cause repeated injury. An external fixator is designed to help this problem. Dimension of the external fixator derived from anthropometric measurement of 500 samples of Thai in North East Thailand. In this study FEA (Finite Element Analysis) was used to find stiffness of the device under axial load, 4-point bending and torsion. Angle of fixator pins are varied with interval of 15 degree from 15-75 degrees. Displacements were recorded to calculate stiffnesses and Von-Mises Stresses. The result indicated that angles of fixator pins has effect on stiffness of device.

1. บทนำ

กระดูกหน้าแข้ง(Tibia)เป็นกระดูกชิ้นที่มีการหักมากที่สุดชิ้นหนึ่งในร่างกาย เนื่องจากอวัยวะส่วนนี้ปกคลุมด้วย ผิวหนัง และชั้นไขมันเป็นส่วนใหญ่ และด้านหน้าแข้งจะไม่มียึดกล้ามเนื้อมาปกคลุม ดังนั้นการเกิดอันตรายต่อกระดูกชิ้นนี้ จะทำให้เกิดกระดูกหักชนิดมีแผลเปิด

(Compound Fracture) ได้ง่าย ในบางรายงานพบว่า มีอุบัติการณ์ของกระดูกหัก 26 คน ในจำนวนประชากร 100,000 คนต่อปี ผู้ชายจะมีอุบัติการณ์มากกว่าผู้หญิง(41 ต่อ 21 ในจำนวนประชากร 100,000คน) เมื่อมาดูตามอายุพบว่า โดยเฉลี่ยจะเกิดขึ้นในช่วงอายุประมาณ 37 ปี ในผู้ชายจะมีอายุน้อยกว่า คือ 3 ปี ส่วนในผู้หญิง อายุที่เกิดขึ้น คือ 54 ปี ซึ่งอาจสัมพันธ์กับการเกิดภาวะกระดูกพรุนร่วมด้วย [1] ดังนั้นจึงเป็นสิ่งที่น่าสนใจที่จะมีอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกภายนอกสำหรับกระดูกหน้าแข้งหักแบบเปิดชั่วคราวที่ทำการรักษาในขณะนี้ มีไว้เป็นอุปกรณ์ช่วยปฐมพยาบาลผู้บาดเจ็บเพื่อนำตัวส่งโรงพยาบาลเพื่อลดปัญหาการเกิดการบาดเจ็บซ้ำจากกระดูกที่หมดหลักการทำงานคล้ายกับอุปกรณ์ช่วยยึดตรึงกระดูกภายนอกทั่วไปแต่ต้องการความสะดวกในการประกอบติดตั้งบนขาผู้บาดเจ็บดังนั้นความสำคัญจึงอยู่ที่ความสะดวกในการใช้งานจึงเน้นอุปกรณ์ต้องมีน้ำหนักเบา ขนาด และความแข็งแรงในการยึดตรึง ดังนั้นจึงได้ออกแบบลักษณะคล้ายกับ Hybrid Ilizarov ที่ใช้หลักการยึดด้วย Femoral arc และ pin แต่ความแข็งตึง (Stiffness) ของโครงสร้างก็ขึ้นอยู่กับจำนวนของ Femoral arc และ Pin [4] ทำให้น้ำหนักเพิ่มขึ้น ด้วยข้อจำกัดดังกล่าวจึงได้วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์เมื่อมุมระหว่าง pin มีการเปลี่ยนแปลง การทดลองยังไม่ได้ทดลองทางห้องปฏิบัติการเนื่องจากอยู่ในขั้นตอนการผลิตอุปกรณ์ จากการทบทวนวรรณกรรมการทดลองหาค่าความแข็งตึงของอุปกรณ์ยึดตรึงภายนอกแบบต่างๆที่มีผู้สนใจศึกษาก่อนหน้านี้ได้ทดลองด้วยการทดสอบกับกระดูกที่ทำการทำสักรูปแบบคือ แรงกดแนวแกน , โมเมนต์ดัดสูงสุดทั้งสองระนาบ และ โมเมนต์บิด

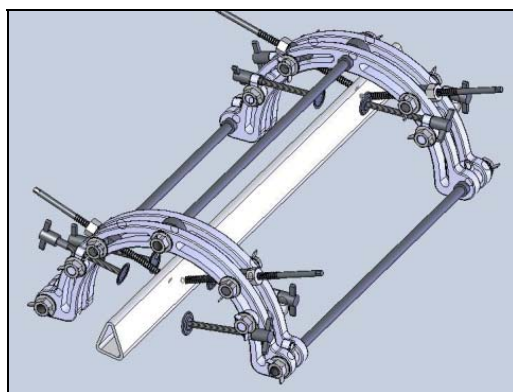
งานวิจัยนี้จะทำการวิเคราะห์หาค่าความแข็งตึง(Stiffness)ของอุปกรณ์ยึดตรึงภายนอก(External Fixator)เมื่อทำการปรับแนวการฝังยึด Pin ว่ามีผลต่อความแข็งตึงของอุปกรณ์อย่างไรเพื่อเป็นตัวชี้ให้เห็นถึงข้อที่ต้องปรับปรุงของตัวอุปกรณ์ภายใต้สภาวะเงื่อนไขของการใช้งาน

2. การทดลอง

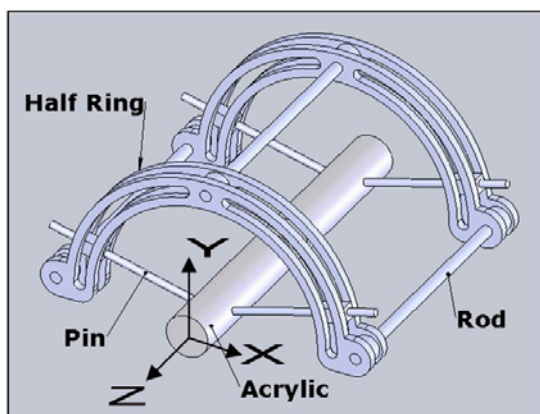
2.1 ขั้นตอนการทดลอง

สร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรมเขียนแบบ 3 มิติ SOLIDWORKS ด้วยการออกแบบที่อ้างอิงข้อมูลสัดส่วนร่างกายที่มีการทำการศึกษาค้นคว้า

วิจัยเก็บข้อมูลมาก่อนหน้านี้ [5] และ [6] ในที่นี้จะไม่ขอกล่าวถึงการออกแบบมากนักเพราะจะอยู่นอกเหนือเนื้อหาที่จะนำเสนอ โดยได้ทำการออกแบบ และเขียนแบบด้วยโปรแกรม SOLIDWORKS สร้างแบบจำลองเพื่อวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์(Finite Element Analysis) ด้วยโปรแกรม ANSYS ดังรูปที่ 1 และ สร้างแบบจำลองดังรูปที่ 2 เพื่อนำไปวิเคราะห์หาค่าความแข็งตึงของโครงสร้างของอุปกรณ์ โดยในการคำนวณจะกำหนดค่าชนิดของชนิดของเอลิเมนต์และสมบัติของวัสดุตามที่ได้สร้างขึ้นจริงให้เหมือนกับที่จะทดลองทางกล ในส่วนของกระดูกจะใช้ท่อนอะคริลิกกลมขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 30 มม. [4] ยาวท่อนละ 230 มม. 2 ท่อน จำลองสถานการณ์การแตกหักด้วยระยะห่างระหว่างท่อนอะคริลิก 20 มม. โดยแบบจำลองจะไม่มีเกลียวและผิวสัมผัสทั้งหมดจะเป็นแบบยึดติดกันแน่น(Bonded) การทดลองทางปฏิบัติการนี้ก็ต้องยึดให้แน่นเพื่อไม่ให้เกิดอิทธิพลของการสั่นไหวส่งผลมายังระยะเคลื่อนตัว ตารางที่ 2 และ ตารางที่ 3 แสดงคุณสมบัติต่างๆทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และสมบัติทางกลของอุปกรณ์



รูปที่ 1 แสดงอุปกรณ์ที่ออกแบบเสร็จ



รูปที่ 2 แสดงไฟไนต์เอลิเมนต์โมเดล และชิ้นส่วนประกอบ

ชนิดของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์จะเลือกเอลิเมนต์ที่มีความเหมาะสมต่อโมเดลที่ใช้คำนวณดังแสดงในตารางที่ 2 สมบัติของวัสดุที่ใช้ในการวิเคราะห์จะเทียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงในตารางที่ 3 หาค่าเคลื่อนตัวของโครงสร้างเมื่อได้รับภาระในแนวแกน, ภาระบิด, ภาระดัด4จุด ในทิศทาง หน้าหลัง และด้านข้างซ้าย-ขวา ที่มีตำแหน่งการวางท่ามุมของPinเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นไปที่ละ 15 องศา

จาก15ถึง75องศากับแนวระนาบซึ่งมีลำดับการประยุกต์ภาระโหลด [3] ดังตารางที่ 4

ตารางที่ 2 ส่วนประกอบ

ชื่อชิ้นส่วน	ชนิดของเอลิเมนต์
อะคริลิก(Acrylic)	Solid element
Half Ring	Solid element
Rod	Solid element
Pin	Solid element
Contact/Target Surface	Contact element

ตารางที่ 3 สมบัติเชิงกล

ชื่อชิ้นส่วน	วัสดุที่ใช้	ค่าสมบัติ		
		E (GPa)	ν	ρ (kg / m^3)
แท่งอะคริลิก	Acrylic	2.4	0.35	1200
Half Ring	Aluminium Alloy	71	0.33	2770
Rod	Stainless Steel	193	0.31	7750
Pin	Stainless Steel316L	193	0.25	7990
Pin	Titanium Alloy(Ti-6Al-4V(Grade5)	113.8	0.34	4620

ตารางที่ 4 ภาระโหลดที่กระทำ

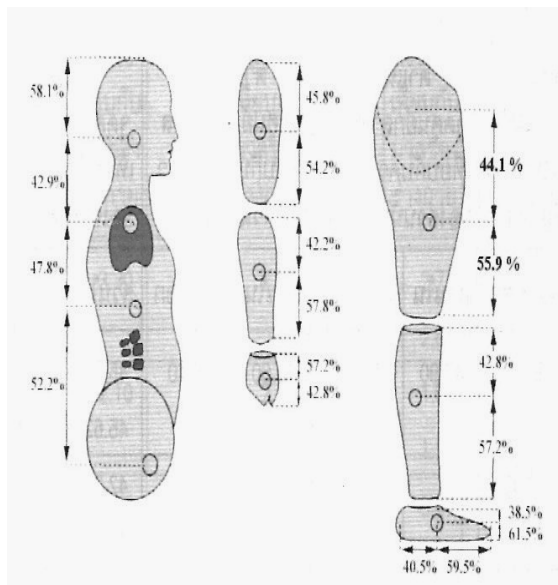
รูปแบบภาระ	ขนาดภาระ
แรงในแนวแกน	100-700(N)
แรงบิด	2-16(Nm)
โมเมนต์ดัด4จุด	25-250(N)

เมื่อทำการทดลองด้วยแรงที่กำหนดขึ้นเสร็จสิ้นแล้วจะทำการทดลองด้วยการประยุกต์ภาระที่เกิดขึ้นจริงเมื่อทำการปฐมพยาบาลโดยการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงนี้โดยอ้างอิงขนาดร่างกายที่มีผลต่อการคำนวณหาค่าน้ำหนักของชิ้นส่วนร่างกายบริเวณ ขาส่วนบน,ขาส่วนล่าง, และเท้า สมมติให้ผู้บาดเจ็บเป็นมีความสูง 180 เซนติเมตร มีมวล 100 กิโลกรัม เมื่อติดตั้งอุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกเรียบร้อยแล้วทำการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บผู้บาดเจ็บจะถูกอุ้มหรือยกขึ้นเปลอย่างระมัดระวัง ดังนั้นขณะยกขาข้างที่บาดเจ็บอุปกรณ์จะต้องสามารถรับภาระที่เกิดขึ้น จากจากตารางแสดงสัดส่วนร่างกาย [6] จะอ้างอิงค่าขนาดร่างกายเพศชายที่มีขนาดสูงสุด โดยจะนำค่าที่ต้องการใช้มาตั้ง

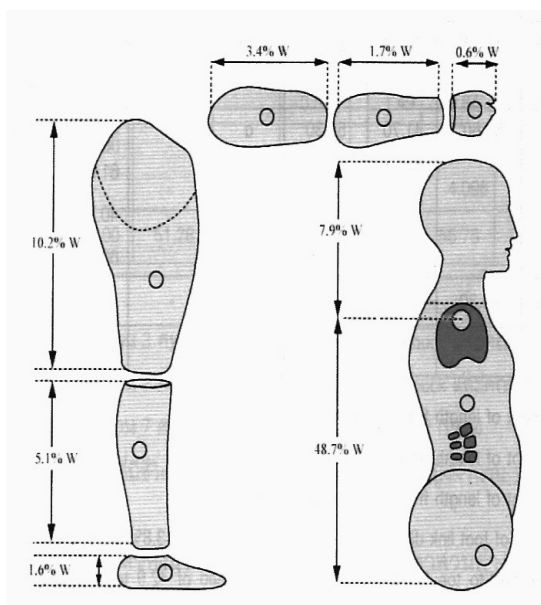
แสดงในตารางที่ 5 จากหลักกายศาสตร์(Ergonomics) [5] สามารถประยุกต์ใช้ในการกำหนดตำแหน่งของศูนย์กลางมวล และ มวลของร่างกายดังรูปที่ 3 และ 4

ตารางที่ 5 ความยาวของอวัยวะที่เกี่ยวข้อง

อวัยวะ	ความยาว(cm)
ระยะหัวเข่าถึงกัน	66.17
ความสูงใต้ขาอ่อนท่อนั่ง	49.57
ความสูงข้อเท้าถึงฝ่าเท้า	11.00



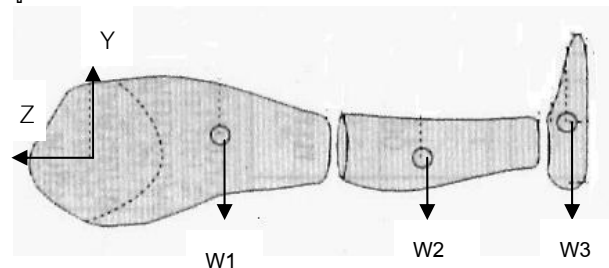
รูปที่ 3 ตำแหน่งของศูนย์กลางมวลของอวัยวะ[5]



รูปที่ 4 เปอร์เซนต์น้ำหนักของอวัยวะต่างๆเทียบกับน้ำหนักร่างกาย[5]

ดังนั้นน้ำหนักของอวัยวะที่จุดศูนย์กลางของอวัยวะต่างๆรูปที่ 5 จะมีค่าดังตารางที่ 6 เพื่อความรวดเร็วในการประมวลผลการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์จึงคิดให้แบบจำลองกระดูกมีลักษณะทรงกระบอกและมีขนาดเท่ากับแท่งอะคริลิก แล้วย้ายแรงมากระทำที่รอยแตกในทิศลบ Y ซึ่งจะทำให้เกิดโมเมนต์ความเค้นกระทำทิศทางด้านบวกและลบของแกน X

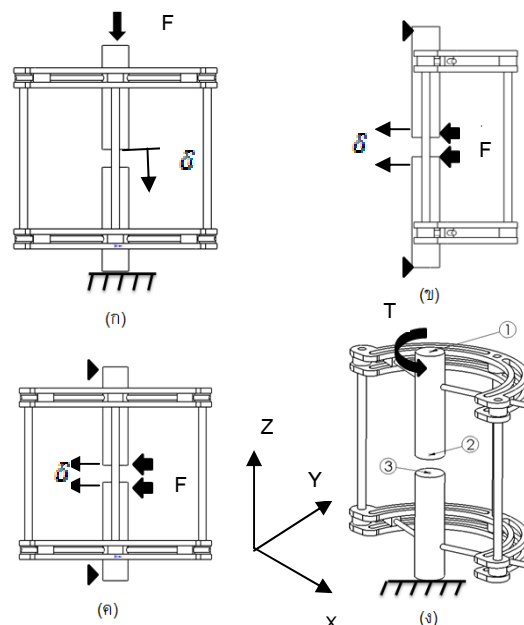
รูปที่ 5 ภาระเนื่องจากน้ำหนักของอวัยวะของขาด้านขวา[5]



ตารางที่ 6 แสดงน้ำหนักของอวัยวะต่างๆ

อวัยวะ	น้ำหนัก(N)
ขาส่วนบน(w1)	102
ขาส่วนล่าง(w2)	51
เท้า(w3)	16

การทดลองจะนำแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ทดสอบหาค่าความแข็งแรงของโครงสร้างอุปกรณ์โดยให้รับภาระโหลดที่มากกระทำตามลักษณะดังรูป



รูปที่ 6 ลักษณะของโหลดกระทำแก่อุปกรณ์
(ก) แรงกระทำแนวแกน , (ข) โมเมนต์ดัดสี่จุดด้านหน้า-หลัง ,
(ค)โมเมนต์ดัดสี่จุดด้านข้าง , และ (ง) โมเมนต์บิด

จากรูปที่ 6 การคำนวณหาค่าความแข็งแรงของกรณีต่างๆมีความสัมพันธ์กันดังต่อไปนี้

ความแข็งดึงในแนวแกน (Axial Stiffness) หาได้จากผลหารของค่าแรงที่กระทำต่อระยะเคลื่อนที่ในแนวเดียวกับแรงที่กระทำดังรูป 3(ก) หาค่าความแข็งดึงแนวแกนดังสมการ (1)

$$k = \frac{F}{\delta} \quad (1)$$

ความแข็งดึงการดัดหน้า-หลัง (A-P Bending Stiffness) ผลการหารระหว่างแรงที่กระทำหารด้วยระยะเคลื่อนตัวในแนวเดียวกับแรงที่มากระทำดังรูป 6(ข) และ สมการ (1)

ความแข็งดึงการดัดด้านข้าง(M-L Stiffness) คล้ายกันกับการหาความแข็งดึงในแนวหน้า-หลัง แต่ต่างที่แรงจะกระทำด้านข้าง ดังรูป 3(ค) และ สมการ (1)

ความแข็งดึงการบิด(Torsional Stiffness) ผลการหารระหว่างโมเมนต์บิดที่กระทำกับมุมบิด (Angle of twist) ที่เกิดขึ้นโดยจะนำมุมการบิดที่เกิดขึ้นทั้งสามหน้าตัดมาคำนวณ [3] หาโดยที่หน้าตัดที่ 1 จะใช้สำหรับหาความแข็งดึงของตัวอุปกรณ์ ส่วนความแข็งดึงเนื่องจากรอยแตกจะนำผลต่างของมุมบิดที่แตกต่างระหว่างหน้าตัดสองกับสามมาคำนวณ [3] ดังสมการ (2)

$$k = \frac{T}{\theta} \quad (2)$$

จากสมการ (1) และ (2) เมื่อ

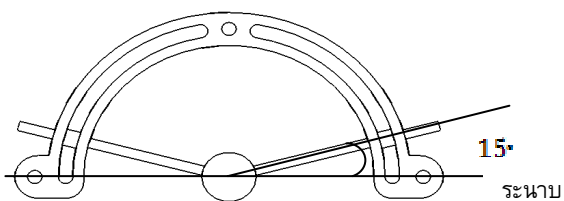
k คือค่าความแข็งดึงของอุปกรณ์ หน่วยเป็น N/m

T คือโมเมนต์บิด หน่วยเป็น Nm

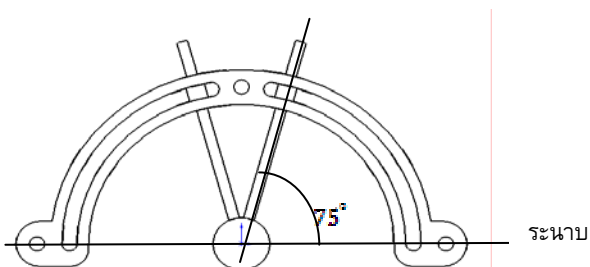
F คือแรง หน่วยเป็น N

δ คือระยะเคลื่อนตัว หน่วยเป็น m

θ คือมุมบิด หน่วยเป็น Degree



7(ก)



7(ข)

รูปที่ 7 แสดงลักษณะการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งการยึดตรึงของPin กับระนาบ

(ก) ตำแหน่งของPinทำมุม 15 องศา กับระนาบ

(ข) ตำแหน่งของPinทำมุม 75 องศา กับระนาบ

3.ผลการทดลอง

3.1 ค่าความแข็งดึง(Stiffness)

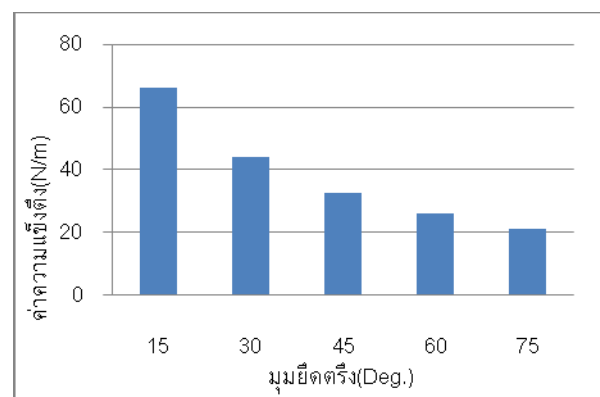
ค่าความแข็งดึงเมื่อรับภาระกดแนวแกน ซึ่งสามารถหาค่าดังแสดงในรูปที่ 6 เมื่อนำมาเขียนแผนภูมิจะพบว่า

ความแข็งดึงเมื่อรับภาระกดแนวแกน ดังรูป 6(ก) อุปกรณ์มีความแข็งดึงสูงสุดเมื่อมุมการยึดตรึงของ Pin กับระนาบมีค่าน้อย ดังนั้นความแข็งดึงจะมีค่าสูงสุด เมื่อมุมการยึดตรึงมีค่า 15 องศา และมีค่าความแข็งดึงลดลง เมื่อมุมการยึดตรึงเพิ่มขึ้น

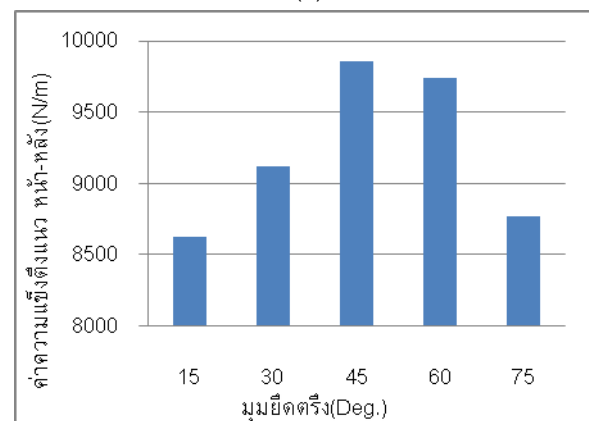
ความแข็งดึงเมื่อรับภาระดัดในแนวหน้า-หลัง แสดงดังรูป 6(ข) ค่าความแข็งดึงจะมีค่าสูงสุด เมื่อมุมการยึดตรึงทำมุม 45 องศา และค่าความแข็งดึงเมื่อมุมการยึดตรึงทำมุม 60 องศา มีค่าใกล้เคียงกัน (ค่าต่างกัน 1.13 %)

ความแข็งดึงเมื่อรับภาระดัดในแนวด้านข้าง แสดงดังรูป 6(ค) อุปกรณ์จะมีค่าความแข็งดึงสูงสุด เมื่อมุม 15 องศา และมีค่าความแข็งดึงต่ำสุด 75 องศา

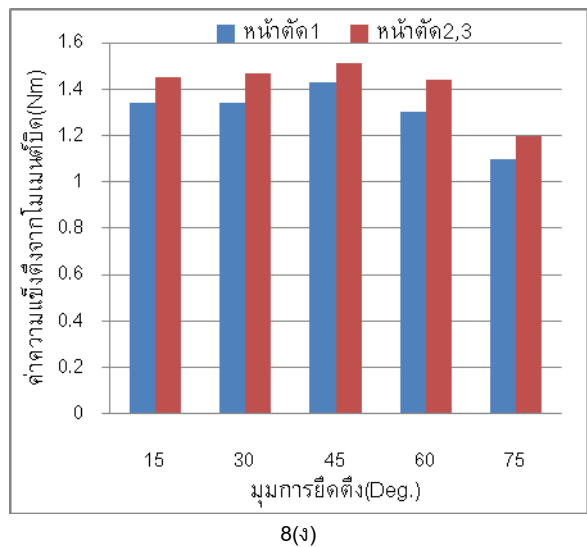
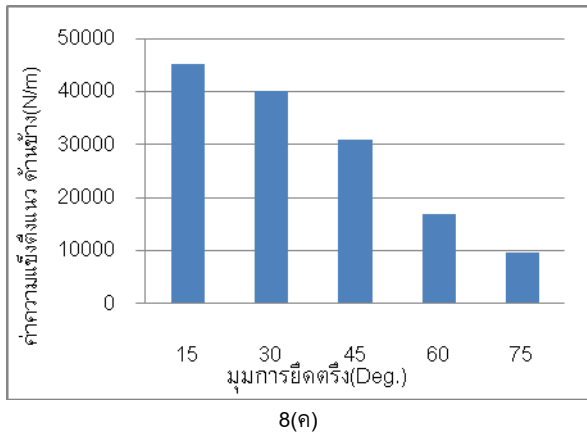
ความแข็งดึงเมื่อรับภาระบิด ดังรูป 6(ง) จะแสดงค่าเป็นสองส่วนคือค่าความแข็งดึงของอุปกรณ์และความแข็งดึงของรอยแตกโดยมุมการยึดตรึง 45 องศา มีค่าความแข็งดึงมากที่สุด แต่ค่าความแข็งในกรณีของมุมอื่นไม่ต่างกันมากยกเว้นที่มุม 75 องศา ที่มีค่าความแข็งดึงต่ำสุด



8(ก)



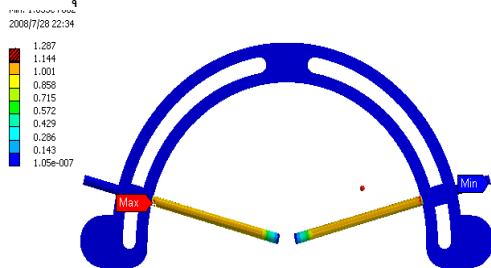
8(ข)



รูปที่ 8 แผนภูมิค่าความเค้นดึงของอุปกรณ์เมื่อ (ก) รับภาระกดแนวแกน , (ข) รับภาระดัดด้านหน้า-หลัง , (ค) รับภาระดัดด้านข้าง , (ง) รับภาระบิด

3.2 การกระจายของความเค้น(Stress distribution)

ความเค้นที่เกิดขึ้นเมื่อรับภาระในรูปแบบต่างๆทำให้เกิดความเค้นหนาแน่นที่ตัว Pin ดังนั้นการเสียหายจะเกิดขึ้นบนตัว Pin ก่อนที่จะเกิดขึ้นที่ตัวอุปกรณ์



รูปที่ 9 ความเค้นที่เกิดขึ้นบน Pin

3.3 การจำลองภาระน้ำหนักขาผู้บาดเจ็บ

เพื่อให้ทราบว่าภาระเท่าไรที่เกิดขึ้นในการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บจากการศึกษาค่าความเค้นดึงของอุปกรณ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

เมนต์เพื่อเทียบค่าหาตำแหน่งมุมการยึดตรึงที่จะเจาะ Pin เข้ากับกระดูก การทดลองได้ทดลองด้วยภาระที่กระทำในรูปแบบรูปที่ 6 จากผลการศึกษาพบว่าค่าความเค้นดึงของอุปกรณ์จะเปลี่ยนแปลงค่าเมื่อมุมการยึดตรึงเปลี่ยนไป รูปที่ 7 และ ที่สอดคล้องกับอิริยาบถผู้บาดเจ็บ ซึ่งแสดงดังตารางที่ 7

จากการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บกระดูกหน้าแข้งหักผู้บาดเจ็บจะถูกเคลื่อนย้ายด้วยเปลหามด้วยความระมัดระวัง ดังนั้นภาระที่เกิดขึ้นจริงจะเกิดขึ้นเมื่อผู้บาดเจ็บยกขาขึ้นแปล ดังนั้นมุมยึดตรึง 45 องศาจึงเป็นมุมที่เหมาะสมที่จะใช้ยึดตรึงกระดูกเพราะสามารถรองรับภาระในแนวหน้า-หลังได้สูง แต่ความสามารถที่จะรองรับภาระในแนวอื่น ๆ ก็สามารถรับได้พอควรอีกทั้งลักษณะการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บอย่างระมัดระวังก็ทำให้ขนาดภาระในแนวอื่นก็ลดลงมาก

เมื่อพิจารณาภาระเนื่องจากน้ำหนักของอวัยวะขณะเกิดการแตกหักของกระดูก ระยะเคลื่อนตัวน้อยสุดเกิดขึ้นที่มุมการยึดตรึง 45 องศา

ตารางที่ 7 ความสัมพันธ์ระหว่างรูปแบบภาระ, มุมยึดตรึง, และอิริยาบถ

รูปแบบภาระ	มุมที่เกิดความเค้นดึงสูงสุด (Deg.)	อิริยาบถผู้บาดเจ็บ
กดแนวแกน Z	15	ยืน
แนวหน้า- หลัง	45	นอนยกขา
แนวด้านข้าง	15	นอนแยกขา
โมเมนต์บิด	45	พลิกตัว

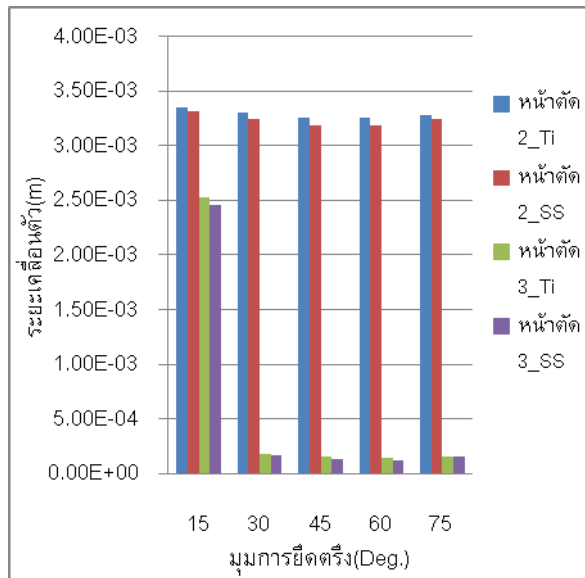
จากการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บกระดูกหน้าแข้งหักผู้บาดเจ็บจะถูกเคลื่อนย้ายด้วยเปลหามด้วยความระมัดระวัง ดังนั้นภาระที่เกิดขึ้นจริงจะเกิดขึ้นเมื่อผู้บาดเจ็บยกขาขึ้นแปล ดังนั้นมุมยึดตรึง 45 องศาจึงเป็นมุมที่เหมาะสมที่จะใช้ยึดตรึงกระดูกเพราะสามารถรองรับภาระในแนวหน้า-หลังได้สูง แต่ความสามารถที่จะรองรับภาระในแนวอื่น ๆ ก็สามารถรับได้พอควรอีกทั้งลักษณะการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บอย่างระมัดระวังก็ทำให้ขนาดภาระในแนวอื่นก็ลดลงมาก

จากความต้องการให้น้ำหนักของอุปกรณ์มีค่าน้อยลงจากเดิมจึงคิดที่จะใช้ Pin ไทเทเนียมซึ่งมีน้ำหนักเบากว่า Pin เหล็กกล้าไร้สนิม ดังนั้นจึงทำการเปรียบเทียบหาข้อแตกต่างของความเหมาะสมในการใช้งานวัสดุทั้งสอง โดยจะพิจารณาถึงความสำคัญของตัวแปรที่ต้องการเปรียบเทียบ คือ ระยะความเคลื่อนตัวของรอยแตก

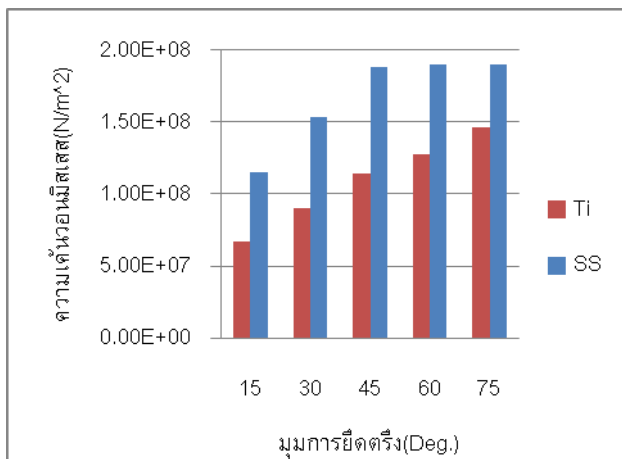
เมื่ออุปกรณ์รับภาระขณะเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บจะเกิดระยะเคลื่อนตัวของรอยแตก และความเค้นที่อุปกรณ์ที่มีการเปรียบเทียบค่าระยะเคลื่อนตัวของรอยแตก และความเค้นฟอนมิสเชส เมื่อใช้ Pin ที่มีสมบัติต่างกันระหว่างเหล็กกล้าไร้สนิม (Stainless Steel) กับ ไทเทเนียมผสม (Ti-6Al-4V (Grade 5)) ดังแสดงดังรูปที่ 10 และ 11

จากรูปที่ 10 ระยะเคลื่อนตัวจะเกิดขึ้นที่หน้าตัดที่ 2 ในแนวแกน Y เพราะน้ำหนักส่วนมากจะมาจากขาส่วนบน และมีค่าระยะเคลื่อนตัวของอุปกรณ์ที่ใช้ Pin ไทเทเนียมผสมจะมีค่าสูงกว่าการใช้ Pin เหล็กกล้าไร้สนิมทุกมุมองศาการยึดตรึง ส่วนหน้าตัดที่ 3 ก็เช่นเดียวกัน ในส่วนการกระจายความเค้นจากรูปที่ 11 จะเห็นว่า Pin วัสดุไทเทเนียมจะมีค่า

ความเค้นฟอนมิสเชสต่ำกว่า Pin วัสดุเหล็กกล้าไร้สนิม ทุกมุมองศาการยึดตรึง



รูปที่ 10 ระยะเคลื่อนตัวของรอยแตกในแนวแกน Y



รูปที่ 11 ค่าความเค้นฟอนมิสเชส

4.สรุปผลการทดลอง

การวิเคราะห์ความแข็งแรงดึงของอุปกรณ์ด้วยภาระที่กระทำ 4 รูปแบบแล้วทำการปรับเปลี่ยนมุมการยึดตรึงของPinและปรับเพิ่มค่าภาระที่กระทำ ผลการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่าค่าความแข็งแรงดึงของอุปกรณ์จะมีค่าสูงสุดดังตารางที่ 8

ในสภาวะการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บแรงที่เกิดขึ้นขณะยกขาผู้บาดเจ็บจะทำให้เกิดอันตรายต่อบาดแผลแล้วยังเป็นการทำให้เกิดภาระค่าสูงกระทำในแนวหน้า-หลังของอุปกรณ์ดังนั้นค่ามุมการยึดตรึงกระดูก 45 องศาจึงเหมาะต่อการเคลื่อนย้ายผู้บาดเจ็บ

เมื่อทำการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่มีการเปรียบเทียบระยะเคลื่อนตัวของรอยแตกของกระดูกด้วยPinที่ทำจากวัสดุที่ต่างกันคือ เหล็กกล้าไร้สนิม 316L กับ Ti-6Al-4V(Grade 5) ปรากฏว่าไทเทเนียมมีระยะเคลื่อนตัวสูงกว่าเหล็กกล้าไร้สนิม เป็นเพราะค่าสมบัติของวัสดุไทเทเนียมมีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นต่ำกว่าว่า

ให้ความยืดหยุ่นจะดีกว่าเหล็กกล้าไร้สนิมส่งผลต่อการเคลื่อนตัวของรอยแตกหัก ส่วนด้านความแข็งแรงของวัสดุนั้นไทเทเนียมจะสูงกว่าแต่ความต้องการที่จะยึดตรึงรอยแตกของกระดูกให้คงตัว ดังนั้นจึงเลือกใช้ Pin ที่ทำจากวัสดุเหล็กกล้าไร้สนิม

ตารางที่ 8 มุมที่มีค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดในแต่ละลักษณะภาระที่กระทำ

ลักษณะภาระ	ค่าความแข็งแรงดึงสูงสุดเกิดที่มุมยึดตรึงที่(Deg.)
แรงกดแนวความยาวขา(แกนZ)	15
แรงกดด้านหน้า-หลัง(แนวแกนY)	45
แรงกดด้านข้าง(แนวแกนX)	15
โมเมนต์บิดทิศทางZ	45

5.วิจารณ์ผลการทดลอง

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์รูปแบบของแบบจำลองมีความสำคัญมากเพราะถ้าแบบจำลองใกล้เคียงกับของจริงผลการวิเคราะห์ก็จะมีค่าที่แม่นยำ แต่เนื่องจากการทดลองต้องการดูค่าที่เกิดขึ้นที่ตัวอุปกรณ์ ทำให้ละเว้นการคำนึงถึงอิทธิพลของลักษณะที่แท้จริงของกระดูก,เกลียวของ Pin, และค่าความผิดที่เกิดขึ้นในขณะทดลอง

การเปรียบเทียบระยะเคลื่อนตัวของรอยแตกที่เกิดขึ้นเมื่อใช้Pin ต่างวัสดุกันอาจจะเป็นการเปรียบเทียบที่ไม่ครอบคลุมเพียงพอแต่วัสดุทั้งสองก็นิยมในการผลิตเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ในด้านการผลิตอุปกรณ์ยึดตรึงและจะทำการวิเคราะห์เพิ่มเติมต่อไป สุดท้ายผู้ทดลองก็ได้ผลเฉลยที่จะศึกษาอิทธิพลของตัวแปรเหล่านั้นโดยจะทำการศึกษาเพิ่มเติมจากส่วนที่น่าสนใจต่อไป

6.กิตติกรรมประกาศ

คณะวิจัยขอขอบคุณทุนสนับสนุนในการศึกษาวิจัยจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น และ ขอขอบคุณทุนสนับสนุนในการเผยแพร่งานวิจัยในครั้งนี้จาก บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยขอนแก่น

7.เอกสารอ้างอิง

- [1] ผศ.นพ.วัชร วิไลรัตน์ “ภาวะกระดูกหน้าแข้งหัก” , ภาควิชาออร์โธปิดิกส์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- [2] Brian T. Briggs , M.D. , Edmund Y. S. Chao, “The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus”, The Journal of Bone and Joint Surgery Am. 1982;64:566-573
- [3] B.Gasser , B. Boman , E. Schneider, “Stiffness Characteristics of the Circular ilizarov Device as Opposed to Conventional External Fixators”,M.E.Mueller-Institute for Biomechanics University of Bern, Switzerland

[4] Erhan Yilmaz , Oktay Belhan ,Lokman Karakurt , Nurettin Arslan ,Erhan Serin., "Mechanical Performance of hybrid Ilizarov external fixator in comparison with Ilizarov circular external fixator" Clinical Biomechanics 18(2003),518-522

[5] กิตติ อินทรานนท์ "การยศาสตร์(Ergonomics)",สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

[6] กิตติ อินทรานนท์ ,.สัดส่วนร่างกาย และความสามารถสูงสุดในการทำงานของกลุ่มประชากรอาชีพเกษตรกรรม และอุตสาหกรรม ในภาคตะวันออกเฉียงเหนือของประเทศไทย"