

การศึกษาชีวกลศาสตร์ของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด

นาย พงศ์พร ประทีปทองคำ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2554

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)

are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

BIOMECHANIC OF HYBRID INTERNAL FIXATION SYSTEM

Mr. Pongporn Prateeptongkum

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomechanical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2011

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาชีวกลศาสตร์ของระบบยึดตรึงกระดูก ภายในแบบไฮบริด
โดย	นาย พงศ์พร ประทีปทองคำ
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ศาสตราจารย์ นายแพทย์.พิบูลย์ อธิธิระวิวงศ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ ทวีชัย เตชะพงศ์วรชัย)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ศาสตราจารย์ นายแพทย์ พิบูลย์ อธิธิระวิวงศ์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(อาจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬศรี)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(อาจารย์ นายแพทย์ กฤษณ์ เจริญลาภ)

พงศ์พร ประทีปทองคำ : การศึกษาชีวกลศาสตร์ของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด.(BIOMECHANIC OF HYBRID INTERNAL FIXATION SYSTEM)

อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : ศ.นพ.พิบูลย์ อธิธิระวิวงศ์, อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม:
อ.ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, อ.ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, 67 หน้า.

การรักษาภาวะกระดูกหักโดยการยึดตรึง(fixation)ด้วยการใช้ locking compression plate หรือconventional plate screw (DCP, LC-DCP) ซึ่งเป็นแนวทางที่ใช้ในการรักษาผู้ป่วยส่วนใหญ่ในปัจจุบัน แต่แนวทางดังกล่าวยังมีข้อด้อยในเชิงระยะเวลาที่ผู้ป่วยต้องพักฟื้นก่อนกลับไปใช้ชีวิตปกติ จึงนำมาสู่ความพยายามในการปรับปรุงระบบการยึดตรึงกระดูกแบบใหม่เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาผู้ป่วย

เพื่อทำการทดสอบคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)เมื่อเปรียบเทียบกับระบบที่มีใช้อยู่ในปัจจุบันการศึกษานี้ทำการเปรียบเทียบกับระบบ locking compression plate ทำการศึกษาในกระดูกต้นขาอาจารย์ใหญ่ที่อุทิศร่างกายให้แก่การศึกษาของคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อายุขณะเสียชีวิต 30 - 50 ปี การศึกษาเชิงทดลองเพื่อทำการศึกษาคูณสมบัติทางชีวกลศาสตร์โดยแบ่งการศึกษาออกเป็นการศึกษา static loading model และ fatigue loading model ทำการศึกษาระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)และระบบ locking compression plate ในกระดูกขาอาจารย์ใหญ่ 3 คู่ทำการทดสอบ static และfatigue loading model เพื่อศึกษาการเคลื่อนที่(displacement)ของกระดูกเพื่อศึกษา irreversible deformity ที่เกิดขึ้น การเคลื่อนที่ของกระดูกที่ถูกยึดตรึงกระดูกแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) ในภาวะ static($p=0.109$)และcyclic($p = 0.785$)และผล irresible deformity($p= 0.180$) เมื่อเปรียบเทียบกับ ระบบ locking compression plateจากการศึกษาผลการทดสอบทางชีวกลศาสตร์พบว่าระบบ ยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)และระบบ locking compression plate ไม่พบว่ามีแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(statistic significant)

ภาควิชา วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา) ลายมือชื่อนิติ.....
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา) ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก.....
ปีการศึกษา 2554 ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....
ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม.....

5287210421 : MAJOR BIOMECHANICAL ENGINEERING

KEYWORDS : INTERNAL FIXATION /HYBRID INTERNAL FIXATION SYSTEM
/BIOMECHANICAL TESTING

PONGPORN PRATEEPTONGKUM : BIOMECHANIC OF HYBRID INTERNAL
FIXATION SYSTEM . ADVISOR : PIBUL ITIRAVIVONG, MD.Ph D., CO-
ADVISOR: PAIRAT TANGPORNPRASERT, D.Eng CHANYAPHAN VIRULSI,
D.Eng, 67 pp.

Nowadays, Bone fracture is treated by plate fixation system either locking compression plate or conventional plate screw (DCP, LC-DCP). However, these methods are still limited success in aspect of recovery time. Therefore, we strived to develop and modify the novel hybrid internal fixation system. To measure biomechanic properties of hybrid internal fixation system compare with locking compression plate. Experimental study for designing and test static loading model and fatigue loading model IN adult femur bone of cadaver donor age 30-50 yrs. Study hybrid internal fixation system and locking compression plate in 3 pairs adult femur bone of cadaver donor and test the static loading model and fatigue loading model to examine the displace of bone and irrevesible deformity. : Compare locking compression plate,hybrid internal fixation system the displacement of static loading model have $p=0.109$, fatigue loading model have $p = 0.785$ and irreversible deformity have $p= 0.180$. From this study , we demonstrated a novel hybrid internal fixation system. There were no statistic significant difference between locking compression plate and hybrid internal fixation system but there is significant aspect of cost 4 time lower cost so we encourage use in developing countries.

Department : Biomechanical Engineering
Field of Study :Biomechanical Engineering
Academic Year : 2011

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-advisor's Signature

Co-advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอกราบนอบน้อมบูชาคุณมารดาบิดา และคุณบาอาจารย์ทุกท่าน ผู้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ทั้งในอดีตและปัจจุบัน

ขอกราบขอบคุณ ศ.นพ.พิบูลย์ อธิระวิวงศ์ ,อ.ดร.ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ ,อ.ดร.ธัญญพันธ์ วิรุฬศรี ที่ได้ให้ความกรุณาช่วยเหลือและให้คำแนะนำที่ดีเสมอมา

ขอขอบคุณทุนวิจัยรัชดาภิเษกสมโภช คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....จ

กิตติกรรมประกาศ.....ฉ

สารบัญ.....ช

บทที่ 1

บทนำ..... 1

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา..... 1

วัตถุประสงค์ของการวิจัย..... 2

ขอบเขตของการวิจัย..... 2

ข้อตกลงเบื้องต้น..... 2

ข้อจำกัดของการวิจัย..... 2

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย..... 3

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ..... 3

วิธีดำเนินการวิจัย..... 4

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... 6

แนวคิดและทฤษฎี..... 6

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง..... 6

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย.....	8
ประชากร.....	8
วิธีดำเนินการวิจัยและเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	10
การเก็บรวบรวมข้อมูล	29
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	29

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	50
ผลการเปรียบเทียบ.....	57
ผลการวิเคราะห์ปัจจัย	58

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	59
สรุปผลการวิจัย.....	59
อภิปรายผลการวิจัย.....	61
ข้อเสนอแนะ.....	65
รายการอ้างอิง.....	66
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	68

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1 Hybrid internal fixation system (HIF).....	11
2 New concept hybrid internal fixation system.....	13
3 ส่วนประกอบของสกรู(screw).....	13
4 สกรูในแนวตั้งฉาก(vertical alignment).....	14
5 ส่วนปลายของสกรู.....	15
6 แสดงการเกิดแรงที่กระทำกับ screw.....	16
7 ส่วนประกอบของ plate	17
8 ภาพตัดขวางของ plate.....	17
9 ตารางแสดงผลของมวลกระดูกในผู้ป่วยที่ทำการศึกษา.....	18
10 แสดงการยึดตรึงกระดูกเข้ากับ plate screw และฐานรับกระดูก.....	19
11 ภาพแสดงตำแหน่งที่ทำการใส่สกรูใน plate เพื่อยึดกับกระดูก.....	19
12 การออกแบบฐานรับกระดูก.....	21
13 แสดงการยึดของ laser displacement	22
14 แสดงการวัดระยะการตั้งการทดสอบเข้ากับแนวแกนในระนาบ x.....	22
15 แสดงการวัดระยะการตั้งการทดสอบเข้ากับแนวแกนในระนาบ y.....	23
16 ภาพแสดงการยึดฐานรับกระดูกเข้ากับกระดูกด้วย bone cement.....	23
17 แสดงการออกแบบฐานยึด laser displacement sensor.....	24
18 ฐานยึด laser displacement sensor.....	25
19 ฐานยึด laser displacement sensor.....	25

หน้า

20 ภาพแสดง ตำแหน่ง force sensor.....26

21 ภาพแสดง hydraulic mechanical testing.....27

22 กราฟที่ 1 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 1
ที่วัดได้จาก force sensor.....30

23 กราฟที่ 2 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 2
ที่วัดได้จาก force sensor.....31

24 กราฟที่ 3 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 3
ที่วัดได้จาก force sensor.....32

25 กราฟที่ 4 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 4
ที่วัดได้จาก force sensor.....33

26 กราฟที่ 5 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 5
ที่วัดได้จาก force sensor.....34

27 กราฟที่ 6 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 6
ที่วัดได้จาก force sensor.....35

28 กราฟที่ 7 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 1.....36

29 กราฟที่ 8 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 2.....37

30 กราฟที่ 9 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 3.....38

31 กราฟที่ 10 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 4.....39

32 กราฟที่ 11 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 5.....40

33 กราฟที่ 12 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 6.....41

34	แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จาก sensor displacement B ในการทดสอบ แบบ Fatigue loading model ก่อนที่จะสิ้นสุดการทดสอบ.....	48
35	แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จาก sensor displacement B ในการทดสอบ แบบ Fatigue loading model หลังจากที่ได้ผ่านการทดสอบและได้นำเอาแรงออก.....	48
36	แผนภูมิแสดงค่าของความไม่เสถียรของแรง(force error) ที่วัดได้จาก force sensor ในการทดสอบ แบบ Fatigue loading model หลังจากที่ได้ผ่านการทดสอบ และได้นำเอาแรงออก.....	49
37	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1000 N.....	50
38	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1200 N.....	50
39	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1400 N.....	51
40	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1600 N.....	51
41	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1800 N.....	52
42	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 2000 N.....	52
43	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 2200 N.....	53
44	แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 2400 N.....	53
45	แสดงถึงประสิทธิภาพของการออกแบบ plate และ screw.....	61

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 1.....	42
2 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 2.....	43
3 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 3.....	44
4 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 4.....	45
5 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 5.....	46
6 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 6.....	47
7 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1000 N.....	54
8 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1200 N.....	54
9 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1400 N.....	54
10 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1600 N.....	55
11 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1800 N.....	55
12 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 2000 N.....	55
13 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 2200 N.....	56
14 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 2400 N.....	56

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เนื่องจากในปัจจุบันเทคนิคการผ่าตัดที่เป็นที่ยอมรับกันในแง่ไขภาวะผิดปกติที่เกิดขึ้นในคนไข้กระดูกหัก คือ anatomical reduction และ alignment reduction โดยการผ่าตัดชนิด anatomical reduction ชนิดโลหะและสกรูที่มีการใช้มากคือระบบ conventional plate ส่วนชนิด alignment reduction ที่มีการใช้มากคือ ระบบ locking plate system ข้อควรระวังคือการใช้ conventional plate and screw(เป็น DCP,LC-DCP) อาจมีปัญหาในการใช้คือ screw pullout ส่วนระบบ locking plate system มักจะมีปัญหาคือ plastic deformation-ของ plate (1) (2) เกิดขึ้นได้และมีราคาแพงกว่า ผู้วิจัยจึงได้ทำการคิดค้นระบบการยึดตรึงกระดูกหักแบบใหม่ ซึ่งให้นิยามระบบดังกล่าวที่ทำการคิดค้นว่า “ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด”(hybrid internal fixation system)เพื่อนำไปใช้ในการแก้ปัญหาระบบดังกล่าวข้างต้น ระบบยึดตรึงกระดูกแบบภายใน ถือเป็น การออกแบบระบบยึดตรึงกระดูกอีกชนิดหนึ่ง ซึ่งมีใช้การลอกเลียน มีการประดิษฐ์ชิ้นงานขึ้นมาใหม่ จากที่เห็นดังรูป ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(hybrid internal fixation system)เป็นการผสมผสานหลักการของระบบยึดตรึงกระดูกหลายๆอย่างดังต่อไปนี้

- 1.conventional plate and screw
- 2.locking compression plate
- 3.pedicle screw and rod system

จะเห็นได้ว่า ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)สามารถประยุกต์ใช้เข้าได้กับ plate ชนิดต่าง ๆ กัน เช่น straight plate ,locking compression plate, reconstruction plate เนื่องจากระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)เป็นระบบที่ถูกออกแบบขึ้นมาใหม่จึงต้องมีการทดสอบทาง biomechanic ดังจุดประสงค์ในงานวิจัยนี้

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อทดสอบคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ (biomechanic) ของ plate fixation ชนิด hybrid internal fixation system ที่คิดค้นขึ้นว่ามี biomechanical advantage ดังจุดมุ่งหมายของ device ชนิดนี้ดังกล่าวข้างต้นหรือไม่โดยการศึกษาทดสอบในกระดูกอาจารย์ใหญ่ (cadaver) โดยศึกษาการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นในกระดูก ในสถานะการเทียบเท่ากับการเดินในชีวิตประจำวันของคนปกติ รวมถึงความเสียหายที่เกิดขึ้นขอระบบที่ได้ทำการคิดค้นและความเสียหายที่เกิดขึ้นในกระดูกอาจารย์ใหญ่ (cadaver)

ขอบเขตของการวิจัย

การวิจัยในครั้งนี้เป็นการศึกษาที่มีขึ้นเพื่อปรับปรุงหรือแก้ไขระบบยึดตรึงกระดูกแบบภายใน ที่มีมาก่อนหน้านี้ โดยได้ดำเนินการวิเคราะห์ปัญหา และอุปสรรคที่เกิดจากการใช้งานที่เกิดขึ้นจนเกิดการปรับปรุงรวมถึงการออกแบบเพื่อตอบสนองกับความต้องการและความคาดหวังที่มีมากขึ้น จนได้เป็นระบบยึดตรึงกระดูกแบบใหม่ขึ้น คือ ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) งานวิจัยนี้จึงเป็นงานวิจัยเพื่อทำการเปรียบเทียบระบบยึดตรึงกระดูกที่ได้การคิดค้นขึ้นกับระบบยึดตรึงกระดูกแบบเดิมโดยในงานวิจัยนี้ทำการเปรียบเทียบกับ locking compression plate (LCP) ที่ถือว่าได้รับการยอมรับและมีการใช้ในผู้ป่วยกระดูกหักเป็นอย่างมาก

ข้อตกลงเบื้องต้น

การศึกษาในครั้งนี้เป็นการศึกษาในกระดูกอาจารย์ใหญ่ (cadaver) เฉพาะขาส่วนต้น (femur bone) โดยได้ดำเนินการรักษาสภาพของกระดูกอาจารย์ใหญ่ด้วยน้ำยาเก็บศพ ทำให้ได้คุณสมบัติที่ใกล้เคียงกับกระดูกของมนุษย์ที่มีชีวิตอยู่

ข้อจำกัดของการวิจัย

เนื่องจากระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) ในเบื้องต้นได้ออกแบบเพื่อใช้ยึดเข้าได้กับกระดูกที่มีลักษณะ long bone ใน

ตำแหน่งส่วนกลางของกระดูกดังกล่าว ซึ่งภาวะดังกล่าวมักเกิดจากอุบัติเหตุที่มีความรุนแรง และเป็นตัวแทนของกระดูกหักที่พบได้จากอุบัติเหตุบนท้องถนน ซึ่งภาวะดังกล่าวจึงมักพบในผู้ป่วยที่เป็นวัยรุ่น หรือวัยทำงาน ทางผู้วิจัยจึงได้มีการคัดเลือกและจำลองเหตุการณ์ให้ใกล้เคียงกับสถานการณ์จริงให้ได้มากที่สุด โดยกำหนดอายุของกระดูกอาจารย์ใหญ่ที่ได้รับเข้าทำการวิจัยอยู่ในช่วงอายุระหว่าง 30-50 ปี แต่เนื่องจากอายุของอาจารย์ใหญ่มักจะเป็นผู้ที่เป็นผู้ที่สู่งอายุ ทำให้ไม่สามารถหาอาจารย์ใหญ่ในช่วงวัยดังกล่าวได้ทั้งหมด

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

Bending	=	เอียงข้าง
Deformation	=	ผิดรูปไปจากเดิม
Fixation	=	การยึดตรึงกระดูก
Translation	=	ระยะห่างที่เกิดขึ้นระหว่างจุดที่ทำ
		การวัด
Hybrid internal fixation system	=	ระบบยึดตรึงกระดูกแบบใหม่

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

เนื่องจากงานวิจัยชิ้นนี้เป็นงานวิจัยเพื่อศึกษาผลลัพธ์ทางชีวกลศาสตร์ของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) ซึ่งเป็นการออกแบบขึ้นมาใหม่เพื่อให้ได้ประโยชน์สูงสุดจากการยึดตรึงกระดูก ผลจากงานวิจัยในครั้งนี้ทางผู้วิจัยมีความคาดหวังว่าจะได้ข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ที่ทำการเปรียบเทียบระบบใหม่กับระบบที่ใช้ในการทดสอบเปรียบเทียบ ข้อมูลดังกล่าวจะเป็นพื้นฐานที่สำคัญในการพัฒนาขีดความสามารถของระบบยึดตรึงกระดูกและในด้านการปรับปรุงเพื่อให้เกิดการใช้ในจริงในผู้ป่วยกระดูกหัก เพื่อลดค่าใช้จ่ายที่เกิดขึ้นจากการที่ต้องซื้ออุปกรณ์ยึดตรึงกระดูกจากต่างประเทศ ทำให้เกิดผลกระทบต่อผู้ป่วยในด้านภาวะ

ค่าใช้จ่ายและยังสูญเสียรายได้ออกนอกประเทศนำมาซึ่งการเสียดุลการค้าระหว่างประเทศ หากมีการพัฒนางานวิจัยดังกล่าวให้สามารถไปใช้ในทางการแพทย์จริง ๆ แล้วจะก่อให้เกิดความสามารถในการแข่งขันอุตสาหกรรมดังกล่าวให้ทัดเทียมกับประเทศที่พัฒนาแล้ว

วิธีการดำเนินงานวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental study) การวิจัยทำการศึกษาระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) เมื่อทำการเทียบกับระบบเดิม locking compression plate โดยการวิจัยต้องการวัดความสามารถในการรับ stress ที่เกิดขึ้นจริงในระหว่างที่มีการเดินเกิดขึ้น เพื่อให้เกิดการพัฒนาของระบบยึดตรึงกระดูกโดยให้ผู้ป่วยสามารถเดินลงน้ำหนักได้เลยหลังจากผ่าตัด โดยทำให้เกิดแรงที่เกิดขึ้นกับกระดูกเป็นแบบ cyclic load การทดสอบดังกล่าวแบ่งแยกเป็น 2 กรณีในแต่ละกระดูกที่ทำการศึกษา โดย กรณีที่ 1 ทำการศึกษา การ translation ที่เกิดขึ้นกับกระดูกที่ทำการยึดระบบ โดยทำการทดสอบโดยการเพิ่มแรงที่กระทำกับกระดูก กรณีที่ 2 ศึกษาโดยให้แรงที่กระทำมากที่สุดที่เกิดขึ้นจริงในกระดูกของคนในขณะที่ทำการเดิน โดยการตั้งค่าของแรงคงที่ทดสอบความสามารถในการทนของระบบยึดตรึงกระดูก (fatigue test) จนเกิดความเสียหายกับระบบที่ทำการยึดตรึงกับกระดูกหรือถึงจำนวนรอบที่กำหนดไว้ นอกจากความสามารถในการรับ stress ที่เกิดขึ้นผู้วิจัยยังต้องการศึกษาผลกระทบดังกล่าวที่เกิดขึ้นกับระบบยึดตรึงกระดูกและกระดูกด้วย

ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลงานวิจัย

ขั้นตอนที่ 1 เสนอค่าความหนาแน่นของกระดูก

ขั้นตอนที่ 2 เสนอค่าของแรงที่ใช้ในการทดลองในกรณีที่ 1 ในแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 3 เสนอข้อมูล translation ของกระดูก ที่วัดจาก sensor ที่วัดข้างเดียวกับกระดูก ในกรณี 1 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 4 เสนอข้อมูล translation ของกระดูกที่ทำการเทียบเคียงกับตำแหน่ง sensor ทั้ง 2 ในกรณี 1 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 5 เสนอข้อมูล translation ของกระดูก ที่วัดจาก sensor ที่วัดข้างเดียวกับกระดูก ในกรณี 2 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 6 เสนอข้อมูล translation ของกระดูกที่ทำการเทียบเคียงกับตำแหน่ง sensor ทั้ง 2 ในกรณี 2 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 7 เสนอข้อมูลการคำนวณค่าเฉลี่ย(Mean)และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(Standard deviation) ของ ข้อมูล translation ของกระดูก ที่วัดจาก sensor ที่วัดข้างเดียวกับกระดูก ในกรณี 1 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 8 เสนอข้อมูลการคำนวณค่าเฉลี่ย(Mean)และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(Standard deviation) ของ translation ของกระดูก ที่วัดจาก sensor ที่วัดข้างเดียวกับกระดูก ในกรณี 2 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 9 เสนอข้อมูลการคำนวณหาความแตกต่างทางสถิติ(Staistical difference) ของค่าเฉลี่ย(Mean) ของ ข้อมูล translation ของกระดูก ที่วัดจาก sensor ที่วัดข้างเดียวกับกระดูก ในกรณี 1 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 10 ข้อมูลการคำนวณหาความแตกต่างทางสถิติ(Staistical difference) ของค่าเฉลี่ย(Mean) ของ ข้อมูล translation ของกระดูก ที่วัดจาก sensor ที่วัดข้างเดียวกับกระดูก ในกรณี 1 ของผู้ป่วยแต่ละราย

ขั้นตอนที่ 11 เสนอการวิเคราะห์ข้อมูล,สรุปผล รวมถึงข้อเสนอแนะต่างๆ

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แนวคิดและทฤษฎี

การรักษาภาวะกระดูกหักในปัจจุบันได้มีการพัฒนาขึ้นมา ทั้งในส่วนของเทคนิคของการผ่าตัด รวมถึงการออกแบบเครื่องมือและโลหะ ที่เกี่ยวข้องกับการรักษาภาวะกระดูกหัก แต่การรักษาในปัจจุบันก็ยังคงมีข้อจำกัดโดยที่ ผู้ป่วยยังคงไม่สามารถ เดินน้ำหนักได้ทันที หลังการผ่าตัด เพราะมีข้อจำกัดในโลหะ (Implant) ที่ใช้ในการรักษาภาวะกระดูกหัก ทางคณะผู้วิจัยจึงได้สังเกตเห็นอุปสรรคที่เกิดขึ้นดังกล่าว จนนำไปสู่การพัฒนาโดยได้รับความร่วมมือระหว่างคณะแพทยศาสตร์และคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยการออกแบบโลหะ(Implant) ให้มีความคงทนแข็งแรง จนสามารถให้ผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยโลหะดังกล่าว สามารถลงน้ำหนักได้ทันที

การศึกษาในงานวิจัยนี้จึงเป็นการออกแบบการทดสอบ รวมถึงทดสอบ ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) เมื่อเปรียบเทียบกับระบบในปัจจุบันที่มีการศึกษาและมีการใช้อย่างแพร่หลาย คือระบบ locking compression plate โดยได้ทำการทดสอบระบบดังกล่าวในภาวะที่เทียบเคียงกับการเดินของผู้ป่วยภายหลังการรักษา เพื่อตอบคำถามที่ว่า

1. เพื่อศึกษาคูณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system)
2. ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)มีความแข็งแรงพอที่จะให้ผู้ป่วยสามารถทนต่อการ ambulation หลังทำการผ่าตัดแบบลงน้ำหนัก (full weight bearing)เป็นระยะเวลา 6 สัปดาห์

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ภาวะกระดูกหักที่ทำการรักษาด้วยวิธียึดตรึงกระดูก แบ่งชนิดการยึดตรึงกระดูกเป็น 2 ระบบ คือ intramedullary nail และ plate fixation โดยในระบบ plate fixation ยังแบ่งออกได้เป็น conventional plate และ locking plate system จากการศึกษาทาง biomechanic พบว่า locking plate system ให้ความแข็งแรงกว่า conventional plate (3) แต่ถึงอย่างไรก็ตามพบว่า locking plate system ยังมีปัญหาเรื่อง fatigue failure โดยในขณะที่มีการทดสอบทาง mechanic แบบ cyclic loading(600 N/cycle) พบว่า locking plate system สามารถทนได้ถึง 42000 รอบ หรือเทียบเท่ากับการเดินในคนปกติ 8 วัน(5000 cycle/day) ในลักษณะการเดินแบบลงน้ำหนัก (full weight bearing)ซึ่งหากเราต้องการที่จะเดินแบบลงน้ำหนักหลังจากการผ่าตัดโดยเมื่อมีการใช้ระบบ plate fixation จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการคิดค้นรูปแบบของ plate fixation system ใหม่ที่มีความคงทนเพื่อให้สามารถเดินลงน้ำหนักได้ โดยการปกติระบบที่ดีที่สามารถอยู่ได้จนเกิดการ union ของบริเวณที่มีกระดูกหัก จากการศึกษาพบว่าหลังที่มีการยึดตรึงกระดูกด้วยระบบยึดตรึงกระดูก น้ำหนักจะผ่าน implant ในช่วง 4-6 สัปดาห์แรก หลังจากนั้นน้ำหนักจะผ่าน implant ลดลงแสดงให้เห็นว่าเริ่มมีการหายของกระดูกโดยน้ำหนักที่หายไปผ่านกระดูกส่วนที่ติด (4) ดังนั้นหากระบบดังกล่าวที่ได้ทำคิดค้นสามารถทนต่อน้ำหนักมากกว่าระบบ locking plate แบบเดิมหรือทนได้จนถึง 4-6 สัปดาห์ก็นับได้ว่าเป็นประโยชน์ต่อการแพทย์ต่อไป

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ประชากร

ผู้ป่วยที่ประสบอุบัติเหตุจากการใช้ยานยนต์บนท้องถนนที่มีภาวะกระดูกหัก

Sample size calculation

$$\text{➤ } N = (Z_{\alpha} + Z_{\beta})^2 \sigma^2 / X_d^2$$

$$\alpha = 0.05 \rightarrow Z_{\alpha} = 1.96$$

$$\beta = 0.1 \rightarrow Z_{\beta} = 1.28$$

$$\sigma^2 = SD_c^2 + SD_l^2$$

$$X_d^2 = (X_c - X_l)^2$$

แทนค่าในสมการ อาศัยข้อมูลจากการศึกษาก่อนหน้านี้ (Bottlang, M., et al., *A nonlocking end screw can decrease fracture risk caused by locked plating in the osteoporotic diaphysis. J Bone Joint Surg Am*, 2009. 91(3): p. 620-7.)) โดยคำนวณจาก parameter หลักที่สนใจคือ construct failure load and failure modes

$$\text{คำนวณ Minimum sample sized } N = 2.89$$

ในที่นี้เลือกใช้ sample 3 ราย/กลุ่ม ทำการศึกษาการทดสอบ แบบ monotonic loading และ cyclic loading เพราะฉะนั้นจึงเกิดการทดสอบทั้งสิ้น 2 กลุ่มการศึกษา ใช้กระดูกต้นขาจำนวน 6 ราย

inclusion : cadaver ที่อุทิศร่างกายให้แก่การศึกษาของคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อายุขณะเสียชีวิต 30 - 50 ปี

Exclusion : - cadaver ที่เคยมีประวัติกระดูกต้นขาหักมาก่อน

- cadaver ที่เคยมีประวัติการติดเชื้อหรือโรคที่เกิดกับกระดูกต้นขา

ก่อน

- cadaver ที่เคยมีประวัติการผ่าตัดที่เกี่ยวข้องกับกระดูกต้นขา

วิธีดำเนินการวิจัย

Design and experimental study

การออกแบบระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด

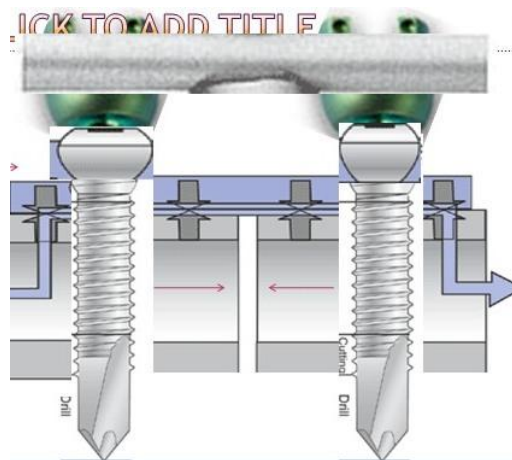
(Design of Hybrid internal fixation system)

จากการคิดค้นระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) ทำให้เกิดการประดิษฐ์ชิ้นงานใหม่ขึ้นมาจะเห็นได้ว่าการพัฒนารูปแบบของ Screw ขึ้นมาใหม่โดยมีพื้นฐานมาจาก cortex screw 4.5 mm ซึ่งมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

Head diameter:	8.0	mm
Hexagonal socket width	3.5	mm
Core diameter	3.0	mm
Thread diameter	4.5	mm
Pitch	1.75	mm
Drill bit for gliding hole	4.5	mm diameter
Drill bit for thread hole	3.2	mm diameter
Tap diameter	4.5	mm

Screw สามารถเอียงไปด้านข้างได้ด้านละ 25 องศา และเอียงด้านขวางได้ด้าน

ละ 7 องศา



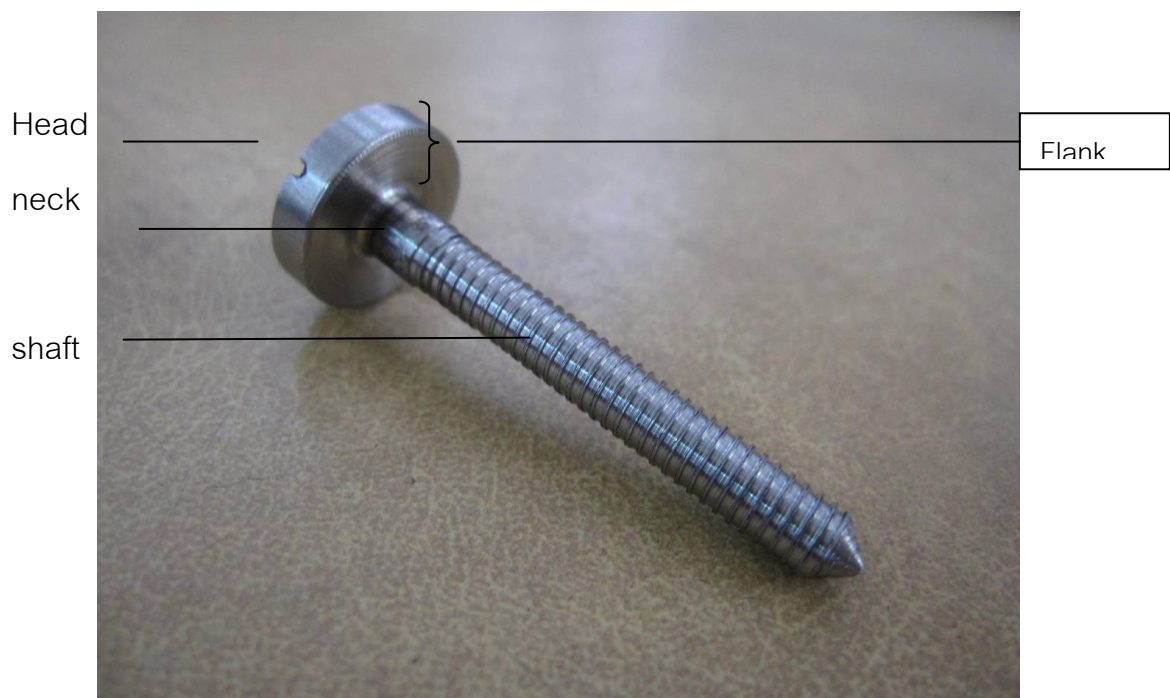
รูปที่ 1 :Hybrid internal fixation system (HIF)

ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) จากการคิดค้นระบบยึดตรึงกระดูกแบบภายใน(Hybrid internal fixation system) แบ่งองค์ประกอบ เป็น plate component และมี screw component ซึ่งหากทำการเปรียบเทียบรูปแบบที่ได้คิดค้นดังกล่าวกับรูปแบบเดิม(locking plate system)พบว่าการออกแบบดังกล่าวให้ความมั่นคง (stability)โดยมี mechanic เดียวกันกับ locking plate system คือเป็นแบบ angle stability รวมถึงได้ mechanic ของระบบ conventional plate and screw ซึ่งจะทำให้เกิด friction force ที่ระหว่างพื้นสัมผัสของ plate และ screw ในรูปแบบใหม่ที่ทำการศึกษา ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) ยังสามารถเพิ่มความแข็งแรงให้กับตัว plate ร่วมด้วยเนื่องจากการนำ rod มาวางคู่กับตัว plate ทำให้เมื่อมีแรงผ่านมายังกระดูก ในกรณีที่กระดูกที่หักไม่สามารถนำมาประกบกันได้ เกิดเป็นช่องว่างระหว่างกัน(fracture gap) เกิดขึ้นนั้น แรงจะผ่านมายังระบบ fixation ของระบบนั้น ๆ หากเปรียบเทียบกันระบบเดิมพบว่า ในระบบที่มีมาก่อน (locking plate system and conventional plate and screw)แรงจะผ่านที่

screw และผ่านไปยัง plate ทำให้ plate มีหน้าที่รับแรงทั้งหมดไปซึ่งอาจทำให้อายุการใช้งานของ plate ลดลงหรือเกิด การผิดรูปของ plate ได้ ซึ่งหากพิจารณาในระบบ ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) พบว่ามี rod เพิ่มขึ้นมาจึงทำให้มีน้ำหนักมาผ่านที่ plate และผ่านที่ rod ร่วมด้วย พบว่าน้ำหนักที่ผ่าน plate จึงลดลงทำให้อายุการใช้งาน plate ในระบบนี้จึงมีการใช้งานที่นานมากขึ้น แต่เนื่องจากในระบบนี้ยังมีข้อด้อยอยู่คือ 1.ระบบมีความยุ่งยากในการผลิตชิ้นงานรวมถึงมีจำนวนชิ้นงานที่จะต้องใส่เข้าไปในระบบมากเกินไป ไม่สะดวกในการประยุกต์เข้าไปใช้ในทางคลินิก 2.การที่เราสามารถลดแรงที่ผ่านไปยัง plate จะทำให้อายุการใช้งาน plate ในระบบนี้จึงมีการใช้งานที่นานมากขึ้นแต่ยังไม่สามารถป้องกันการที่ระบบจะมีความเสียหายเกิดขึ้นที่ส่วนอื่นๆ ได้ที่นอกเหนือจากตัว plate ได้ โดยในระบบดังกล่าวพบว่านอกเหนือจากที่มีปัญหาที่ตัว plate เอง ตัว screw ก็ถือเป็นจุดหนึ่งที่สามารถเปลี่ยนแปลงจนถึงขั้นไปสู่ที่มีการเสียหายเกิดขึ้นได้ โดยเฉพาะส่วนที่บริเวณคอ(neck)ของ screw รับแรงมากและมักมีการผิดรูปหรือมีการหักเกิดขึ้นในบริเวณดังกล่าว ทางผู้วิจัยจึงได้ทำการค้นคว้าและทำการปรับปรุงต้นแบบ ระบบ fixation ขึ้นมาใหม่เพื่อให้ตอบสนองกับปัญหาที่เกิดขึ้นดังกล่าว การออกแบบระบบ fixation ขึ้นมาใหม่จึงมีขึ้นเพื่อให้เกิดความสมบูรณ์ของระบบมากขึ้น โดยคงประโยชน์ในระบบเดิมที่ได้ทำการคิดค้น โดยในระบบที่ทำการคิดค้นเป็นดังรูป 2



รูปที่ 2 new concept hybrid internal fixation system



รูปที่ 3 ส่วนประกอบของสกรู(screw)



รูปที่ 4 สกรูในแนวตั้งฉาก(vertical alignment)

Screw ที่ทำการออกแบบใหม่นี้มีพื้นฐานมาจาก self-tapping locking screw โดยการออกแบบบริเวณ head screw ให้มีลักษณะแบบ slot และ flat นอกจากนี้ยังมี คุณสมบัติ ดังต่อไปนี้

Head diameter:	16.0	mm
Head height	4	mm
Slot width	2	mm
Slot depth	1.4	mm
Neck diameter	5.5	mm
Neck height	4.8	mm

Core diameter	4.5	mm
Thread diameter	5.0	mm
Pitch	1.0	mm

นอกจากนี้บริเวณส่วนปลายยังออกแบบให้มีลักษณะเป็น self tapping ดังรูป

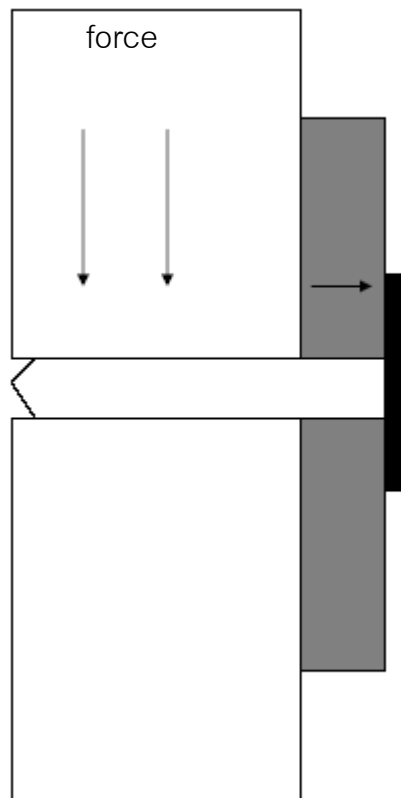
5



รูปที่ 5 ส่วนปลายของสกรู

เมื่อทำการพิจารณาในรูปแบบที่ได้ทำการคิดค้นขึ้นมาใหม่ มีการออกแบบเพื่อ
ยังคงรักษาคุณสมบัติเดิมและตอบคำถามดังกล่าวได้ โดยยังคงมีคุณสมบัติ
เป็น angular stability ซึ่งเป็นคุณสมบัติเดียวกับที่พบใน locking plate
system โดยการที่จะทำให้มีคุณสมบัติดังกล่าวโดยใช้คุณสมบัติ press fit ของ
บริเวณ neck ของ screw กับตัวรูของ plate และยังมีคุณสมบัติที่พบใน
conventional plate and screw คือมีลักษณะของ friction force ระหว่าง
พื้นผิวของ plate และ screw นอกจากนี้คุณสมบัติที่มีเหมือนการออกแบบ
แบบเดิมแล้ว ยังสามารถตอบในเรื่องของคำถามดังกล่าวได้ โดยการออกแบบ
ดังกล่าว ได้เพิ่มลักษณะของหัวของสกรู (head) ให้มีลักษณะเป็นความกว้าง
หัวของสกรูให้มีขนาดกว้างมากขึ้น เพื่อให้เมื่อมีแรงกระทำจาก กระดูกและ

ผ่านมายังบริเวณ สกรู แรงที่ผ่านมามาทั้งหมดจะผ่าน สกรูและผ่านมายังบริเวณ คอของสกรูแล้วจึงจะผ่านไปยัง plate ทำให้คอของสกรูมี stress เกิดขึ้นมาก แต่ในระบบที่ได้ทำการคิดค้นขึ้นมาใหม่เมื่อมีแรงจากกระดูกมายังบริเวณสกรู จะทำให้สกรูเกิด moment ทวนเข็มนาฬิกา ดังรูป 6 ซึ่งโดยปกติ moment ดังกล่าวจะ ถ่ายทอดมายังบริเวณ คอของสกรู แต่จากการออกแบบดังกล่าวจะทำให้เกิด moment ตามเข็มนาฬิกาเกิดขึ้นทำให้คอของสกรูมี stress ลดลง ซึ่งนำไปสู่ การที่จะลดการเกิด failure ที่สกรูด้วยและมีความสะดวกในการที่จะนำไป ประยุกต์ใช้ในทางคลินิก เนื่องจากมีจำนวนชิ้นงานที่ใช้ในการยึดตรึงกระดูก น้อยกว่าระบบที่ได้ทำการคิดค้นแบบเดิม

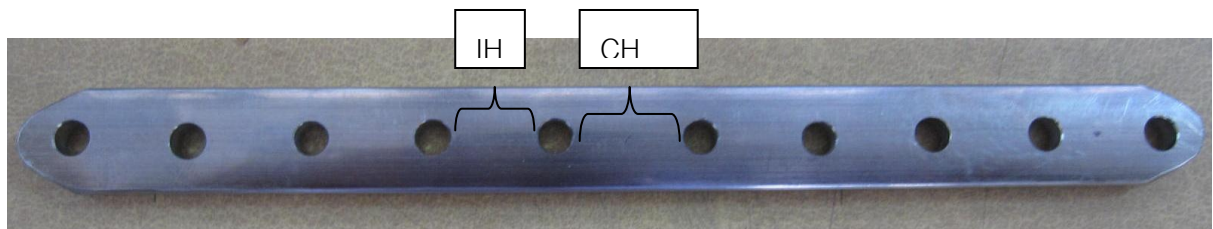


รูป 6 แสดงการเกิดแรงที่กระทำกับ screw

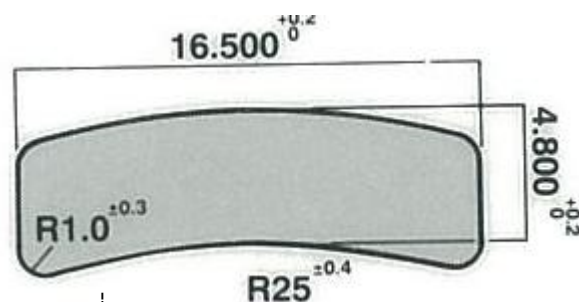
Plate design

การออกแบบ plate เพื่อให้สอดคล้องกับการออกแบบสกรูเพื่อให้ได้มีคุณสมบัติเดียวกันกับระบบที่ต้องการออกแบบ ดังนั้นการออกแบบรูของ plate จึงให้มีลักษณะ press fit เช่นเดียวกับสกรู ทำให้พื้นที่หน้าตัดรวมถึงพื้นที่ผิวของ plate ที่ไม่รวมกับพื้นที่รูสกรู มีมากกว่าพื้นที่หน้าตัดรวมถึงพื้นที่ผิวของ plate แบบเดิม ทำให้ stress ที่เกิดขึ้นที่กระทำต่อ plate ลดลงจากการที่มีพื้นที่ผิวและพื้นที่หน้าตัดที่มากขึ้น การออกแบบ plate มีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

Width	16.5	mm
Length	188	mm
Height	4.8	mm
Screw hole diameter	5.5	mm
Inter hole distance (IH)	13	mm
Contra hold distance(CH)	17	mm



รูปที่ 7 ส่วนประกอบของ plate

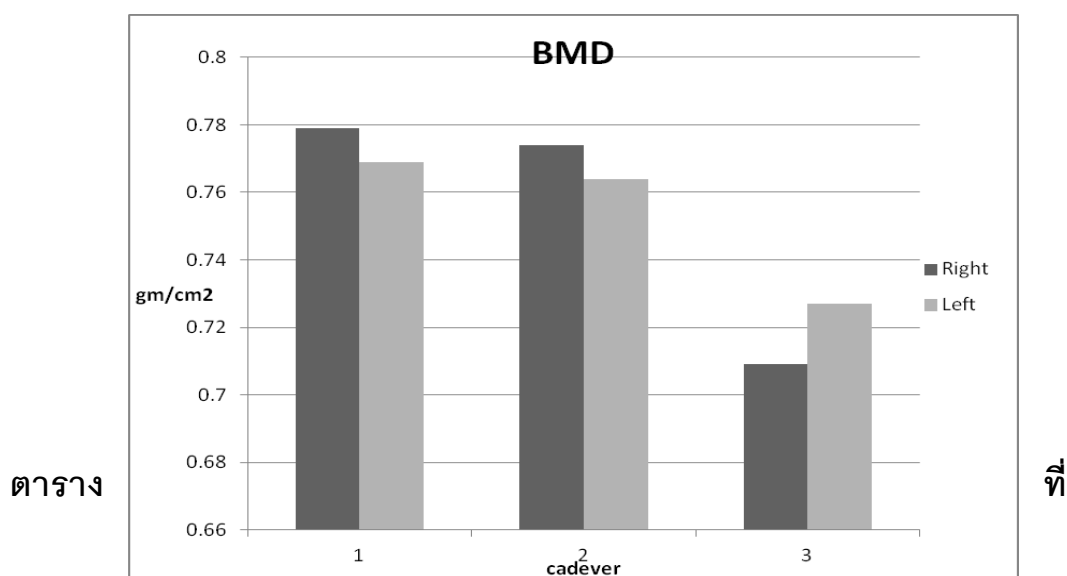


รูปที่ 8 ภาพตัดขวางของ plate

การการวิจัยนี้กำหนดให้ระบบดังกล่าวเป็นการเปรียบเทียบความแข็งแรงของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)เข้ากับการศึกษาที่ได้มีการศึกษามาก่อนหน้านี้(5)จึงกำหนดใช้ locking plate fixation ผลิตมาจาก 316L stainless steel(316 LVM) ตามมาตรฐาน ASTM แบบ10 รู กว้าง 17.5 มม. ยาว 188 มม

การจัดเตรียมกระดูกอาจารย์ใหญ่(cadaveric specimen)

การศึกษานี้ใช้กระดูกต้นขา(human femur cadaver) โดยใช้ทั้งหมดจำนวน 3 คู่ (ซ้าย-ขวา)จากกระดูกต้นขาอาจารย์ใหญ่ โดยทำการ dissect เฉพาะ ส่วนที่เป็นกระดูกต้นขาเท่านั้น การจัดเตรียมกระดูกอาจารย์ใหญ่ได้รับความอนุเคราะห์จากภาควิชากายวิภาคศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และนำมาศึกษามวลกระดูก BMD โดยวิธี dual energy x- ray absorption รุ่น Discovery A(S/N 81165) ผลการศึกษามวลกระดูกมีข้อมูลดังตารางข้างต้น ผลการศึกษามวลกระดูกดังกล่าว นำมาเข้าการวิเคราะห์ wilcoxon signed rank test = 1



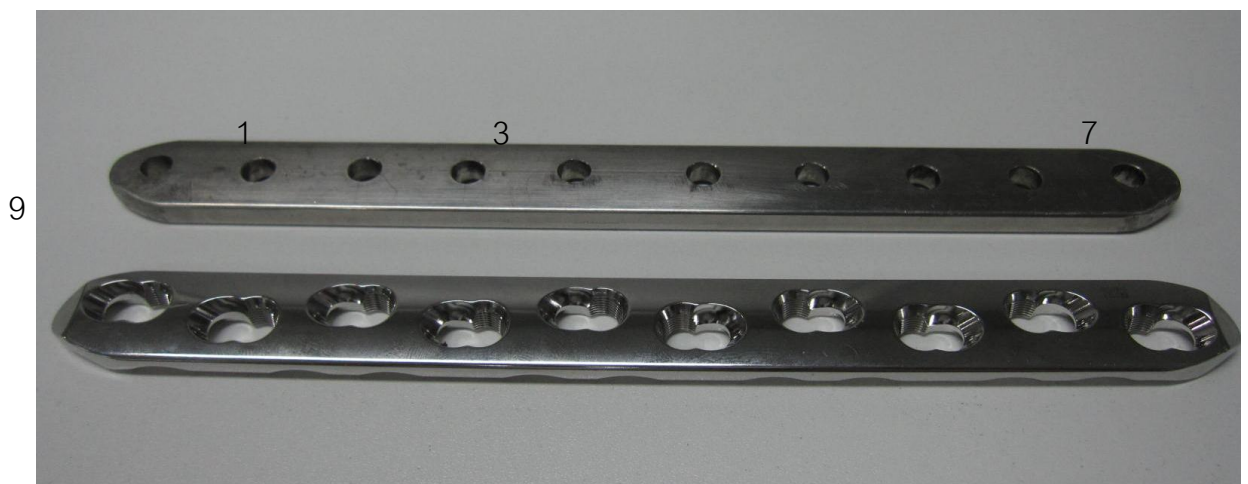
รูปที่ 9 ตารางแสดงผลของมวลกระดูกในผู้ป่วยที่ทำการศึกษา

การเตรียมการหักของกระดูก(Fracture type)

หลังจากที่ได้ทำการตรวจมวลกระดูกอาจารย์ใหญ่ได้มาทำให้เกิด simple transverse fracture โดยให้มี gap 10 mm. ตำแหน่ง midshaft ของกระดูก femur



รูปที่ 10 แสดงการยึดตรึงกระดูกเข้ากับ plate screw และฐานรับกระดูก



รูปที่ 11 ภาพแสดงตำแหน่งที่ทำการใส่สกรูใน plate เพื่อยึดกับกระดูก

ลักษณะการยึดกระดูกเข้ากับ plate และ screw

หลังจากที่ได้ทำให้เกิด fracture ของกระดูกอจาจารย์ใหญ่ ทำการยึดระหว่างกระดูกโดยการ plate และ screw โดยเว้นระยะห่างระหว่างกระดูกให้มีความกว้าง 10 มม. โดยการยึดตรึงกระดูกให้ระยะห่างระหว่างกระดูกที่กึ่งกลางของ plate พอดี ยึดกระดูกกับplate ด้วย screw ใช้ screw จำนวน 4 ตัวยึดติดกระดูก ที่ตำแหน่ง 1,3 และ 7,9 (Figure 9) โดยทำการยึดตรึงกระดูกกับ plate โดยกระดูกด้านขวายึดเข้ากับ locking compression plate(LCP) ส่วนกระดูกด้านซ้ายทำการยึดเข้ากับระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)หรือ Test

จากข้อมูลเบื้องต้นที่ได้กำหนดทำให้มีกระดูกอจาจารย์ใหญ่ที่ได้รับเข้าการทดสอบ 6 ชิ้น

ชิ้นที่ 1(specimen 1) กระดูกข้างขวาคนไข้รายที่ 1 ยึดเข้ากับ LCP1

ชิ้นที่ 2(specimen 2) กระดูกข้างซ้ายคนไข้รายที่ 1 ยึดเข้ากับ Test1

ชิ้นที่ 2(specimen 3) กระดูกข้างขวาคนไข้รายที่ 2 ยึดเข้ากับ LCP2

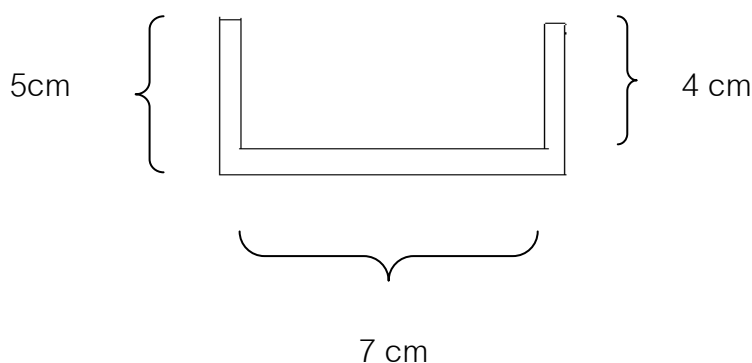
ชิ้นที่ 1(specimen 4) กระดูกข้างซ้ายคนไข้รายที่ 2 ยึดเข้ากับ Test2

ชิ้นที่ 1(specimen 5) กระดูกข้างขวาคนไข้รายที่ 3 ยึดเข้ากับ LCP3

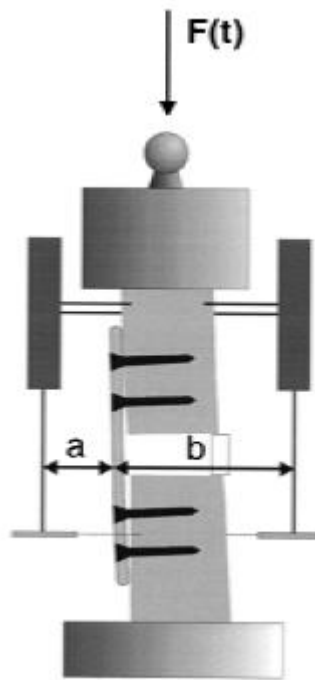
ชิ้นที่ 1(specimen 6) กระดูกข้างซ้ายคนไข้รายที่ 3 ยึดเข้ากับ Test3

การออกแบบระบบการทดลอง(experimental set up)

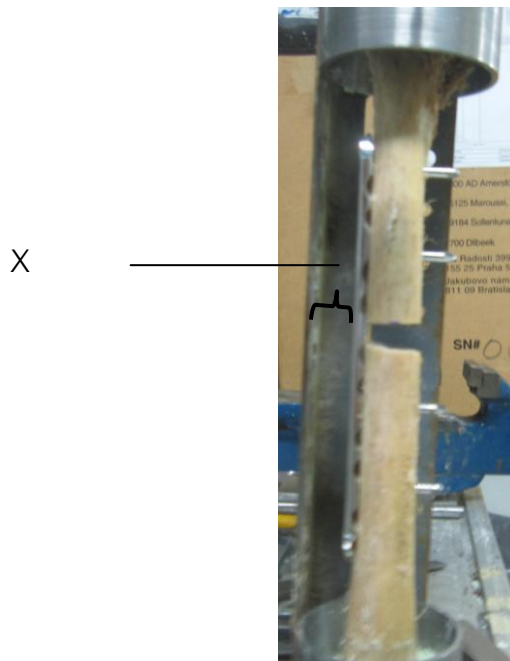
ภายหลังจากการยึดตรึงกระดูกด้งได้กล่าวไว้ข้างต้น นำกระดูกส่วนที่จะทำการทดสอบนั้นมายึดเข้ากับฐานรับกระดูก ซึ่งฐานรับกระดูกดังกล่าวได้มีการออกแบบ ดังรูป มีการควบคุมความสูงของกระดูกที่เข้ารับการทดลองโดยให้มีตำแหน่งห่างจากขอบล่าง plate 7.6 cm และขอบบน plate 7 cm หลังจากที่ได้ระยะความสูงของกระดูกดังกล่าวนำเข้ามาวางเข้ากับฐานรับกระดูก โดยการยึดกระดูกเข้ากับฐานรับกระดูกโดยใช้ polymethylmethacrylate cement(PMMA) medium viscosity ยี่ห้อ palacos แล้วทำการกำหนดระยะห่างระหว่างแนวแกนเปรียบเทียบ จากรูปแนวแกนดังกล่าวจะทำการยึดกับฐานรับกระดูกในแนว ตั้งฉาก จากนั้น ทำการกำหนดระยะให้มีแนวห่างระหว่างขอบ plate จนถึงแนวแกน (X) 2.3 cm และจากขอบ plate ด้านหน้าจนถึงแนวแกนในแนวลึก(Y)เป็นระยะ 5.8 cm



รูปที่ 12 การออกแบบฐานรับกระดูก



รูปที่ 13 แสดงการวัดของ laser displacement



รูปที่ 14 แสดงการวัดระยะการตั้งการทดสอบเข้ากับแนวแกนในระยะ x



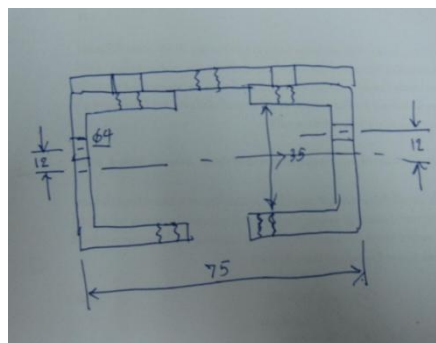
รูปที่ 15 แสดงการวัดระยะการตั้งการทดสอบเข้ากับแนวแกนในระยยะ y



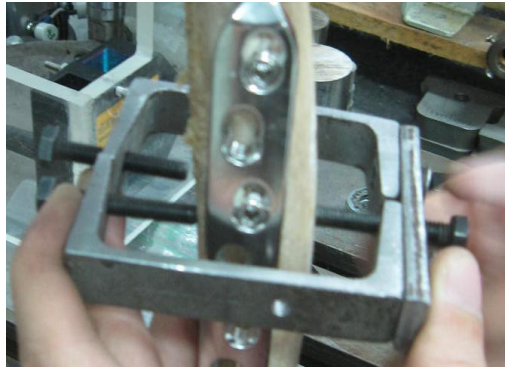
รูปที่ 16 ภาพแสดงการยึดฐานรับกระดูกเข้ากับกระดูกด้วย bone cement

การออกแบบระบบการวัดระยะการเคลื่อนไหว

หลังจากที่ได้ทำการยึดกระดูกกับแท่นการทดสอบได้ มีการออกแบบฐานยึด laser displacement sensor เพื่อให้สามารถยึดกระดูกที่ใช้ในการทดสอบเข้ากับ laser displacement sensor เพื่อใช้ในการวัดระยะการเคลื่อนไหว โดยการออกแบบฐานยึด laser displacement sensor ดังกล่าวดังภาพข้างต้น โดยการยึด sensor เข้ากับกระดูกจะทำการยึดเพื่อให้มีความมั่นคงก่อนการทดสอบ โดย laser displacement sensor ที่ใช้ในการทดลองนี้เป็น Keyence รุ่น LK G-37 หลังจากทำการยึดระบบ laser displacement sensor ดังกล่าวจะใช้ laser displacement sensor วัดทางด้านเดียวกับ plate (a) และ ระยะตรงข้าม plate (b) การเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นเป็นลักษณะ bending moment โดยกระดูกด้านตรงข้าม plate เกิดการหดสั้น (compression) ลงทำให้ระยะห่างในด้านตรงข้าม (b) โดยการวัด sensor มีค่าเป็น + ซึ่งในทางตรงข้ามกับ a มีระยะยาวมากขึ้นเมื่อมีแรงกระทำกับระบบ ทำให้ sensor ที่วัดได้มีค่าเป็น - ทำการวัดและบันทึก ระยะห่างระหว่าง sensor โดยวัดระยะ a และ b โดยกำหนด ระยะ a = 25 และระยะ b = 70 ดังภาพ



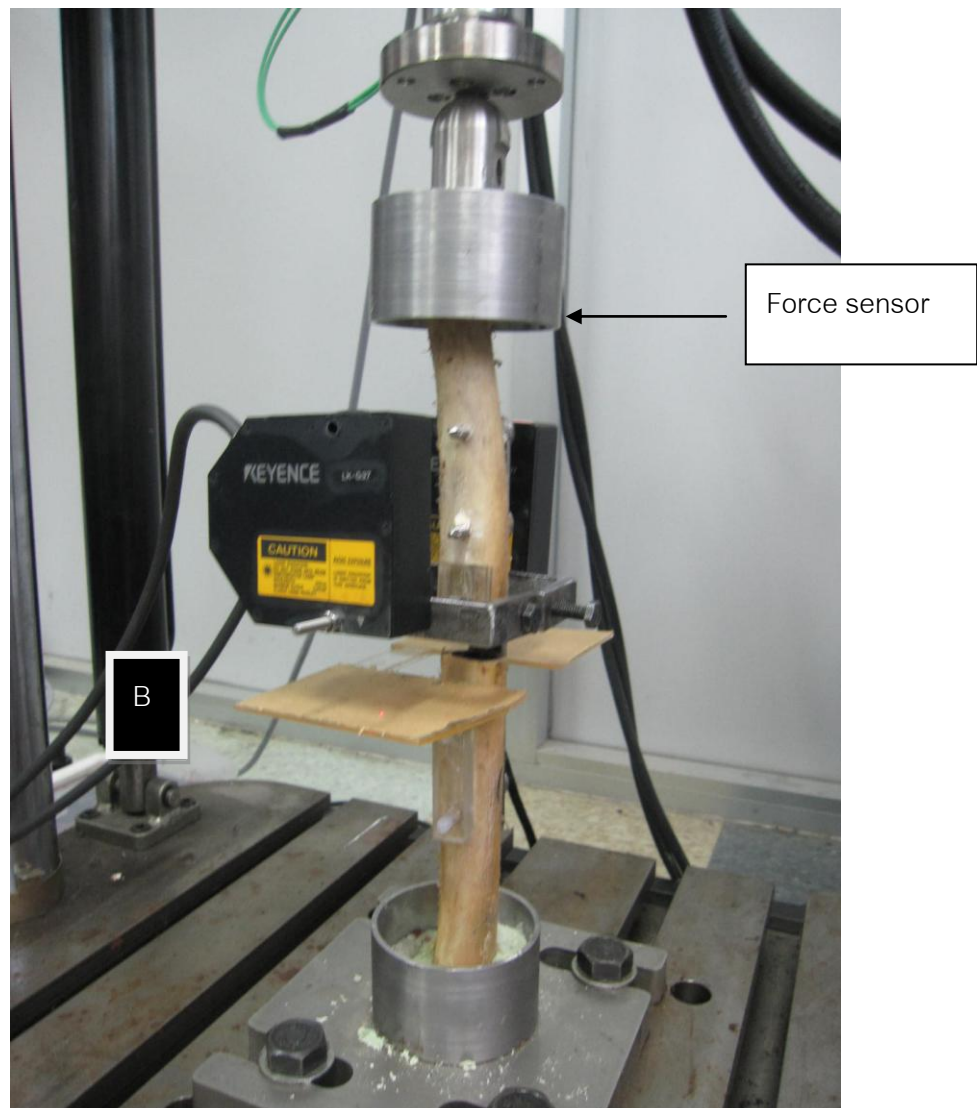
รูปที่ 17 แสดงการออกแบบฐานยึด laser displacement sensor



รูปที่ 18 ส่วนยึด laser displacement sensor



รูปที่ 19 ส่วนยึด laser displacement sensor



รูปที่ 20 ภาพแสดง ตำแหน่ง force sensor



รูปที่ 21 ภาพแสดง hydraulic mechanical testing

การออกแบบระบบแรงที่ใช้ในการทดสอบ(loading medel)

หลังจากที่ได้มีการยึดระบบเข้ากับ sensor แล้ว นำระบบทั้งหมดยึดเข้าแท่นรับ การทดสอบ(servo-hydraulic fatigue machine) โดยใช้ force sensor ของ Kistler type 9345 B โดยทำยึดติดกับฐานทั้ง 4 มุมดังรูปและทำการวางแรงกดจาก force sensor ที่กึ่งกลางของ ฐานรองกระดูกด้านบน การทดสอบ แบ่งออก 2 กรณีคือ static loading และ dynamic loading การทดสอบภายใต้อุณหภูมิห้อง 25 °

Static loading model

Static loading model ในการศึกษาข้างอิง model ของ Marti et al.(6) โดยการกำหนดและให้แรง loading ใช้เครื่อง servo-hydraulic fatigue machine ภายใต้ อุณหภูมิ 25° ควบคุมถูกกดด้วยแรง 0 N-2400 N โดยเริ่มจากแรง 1000 N จากนั้นเพิ่มทีละ 200 N จากนั้นจนถึง 2400 N มีแรงขั้นต่ำที่ทำการกดกระดูก 100 N ในขณะที่มีการทดลอง โดยทำการกดแรงดังกล่าวด้วยความถี่ 10 ครั้งต่อแรงช่วงนั้น ๆ โดยมีอัตราการกดอยู่ที่ 1 ครั้ง/นาที ข้อมูลดังกล่าวจะถูกวัดด้วย force sensor และ laser displacement sensor โดยมีอัตราการบันทึกเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ของข้อมูลดังกล่าวอยู่ที่ 1000 ครั้ง /วินาที

Fatigue loading model

Fatigue loading model ในการศึกษากระทำโดยเปรียบเทียบกับกรณีการเดินในผู้ป่วยจริง แบบ full weight โดยมีการกำหนดแรงคงที่ 2320 N และมีแรงขั้นต่ำที่กดกระดูก 50 N อัตราการกดที่ 10 ครั้ง/วินาที โดยมีแรงเริ่มต้นที่ใช้ในการทดสอบ 100 N ข้อมูลที่ได้จากการวัดจะทำการบันทึกเช่นเดียวกับ static loading model การทดสอบเป็นดังกล่าวได้จำลองสถานการณ์ที่การเดินที่เกิดขึ้นจริงโดยให้เกิดการเดินต่อวัน เป็น 1000 ก้าวเป็นระยะเวลา 50 วัน ดังนั้นจึงตั้งการทดสอบจนถึง 50,000 รอบหากระบบที่ทำการทดสอบสามารถทนอยู่ได้จนถึง 50,000 รอบให้ถือว่าผ่านการทดสอบ

จริยธรรมในการวิจัย

- การวิจัยครั้งนี้ใช้ cadaver ที่มาจากอาจารย์ใหญ่ที่ท่านได้อุทิศร่างกายเพื่อการเรียนการสอนวิชากายวิภาคศาสตร์ ของคณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยและการศึกษาเพื่อประโยชน์ในการพัฒนาทางการแพทย์ โดยได้ทำการขออนุญาตจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยในคนที่เป็นมาตรฐานสากลได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report ,CIOMS Guideline และ ICH-GCP (IRB No.412/53)

การเก็บรวบรวมข้อมูล

ข้อมูลพื้นฐาน

ในการศึกษานี้ได้ทำการเก็บข้อมูลอาจารย์ใหญ่ โดยทำการเก็บข้อมูลเกี่ยวกับเพศ อายุขณะที่มีการเสียชีวิต โดยมีค่าเฉลี่ยอายุขณะเสียชีวิต(mean age) 55.6 ปี ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอายุขณะเสียชีวิต (SD) =22 ปี อายุที่เสียชีวิตอยู่ระหว่าง 41-81 ปี

ข้อมูลแรงที่ใช้ในการทดสอบ(Force)และการเคลื่อนที่(Translation)

ขั้นตอนที่ 1 กราฟแสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบที่วัดได้จาก force sensor ในผู้ป่วยแต่ละราย ในการทดสอบแบบ Static loading model

กำหนดตัวย่อต่าง ๆ คือ

N= ค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบ มีหน่วยเป็น newtons

mm = ค่าของการเคลื่อนที่มี หน่วยเป็นมิลลิเมตร

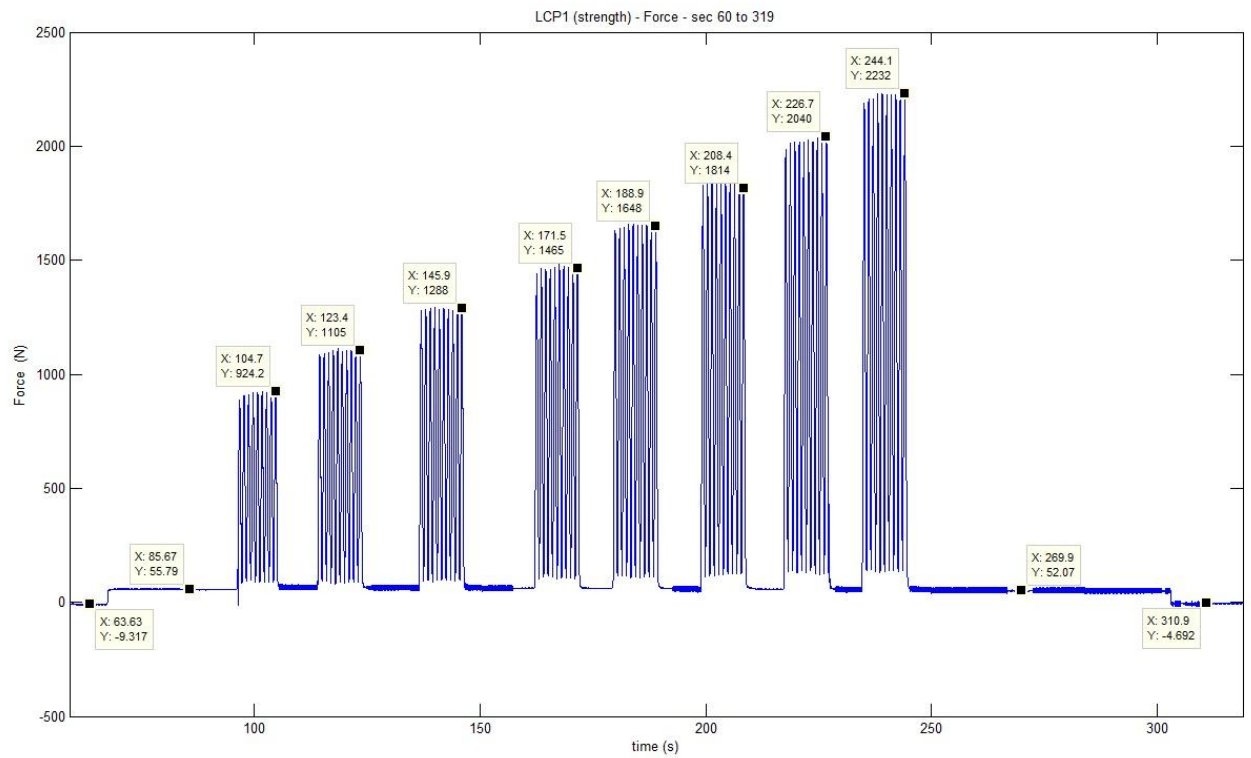
s = ค่าของหน่วยเวลา มีหน่วยเป็น วินาที

B = ข้อมูลที่ได้จาก laser displacement sensor จากด้านตรงข้ามของ plate

การวิเคราะห์ข้อมูล

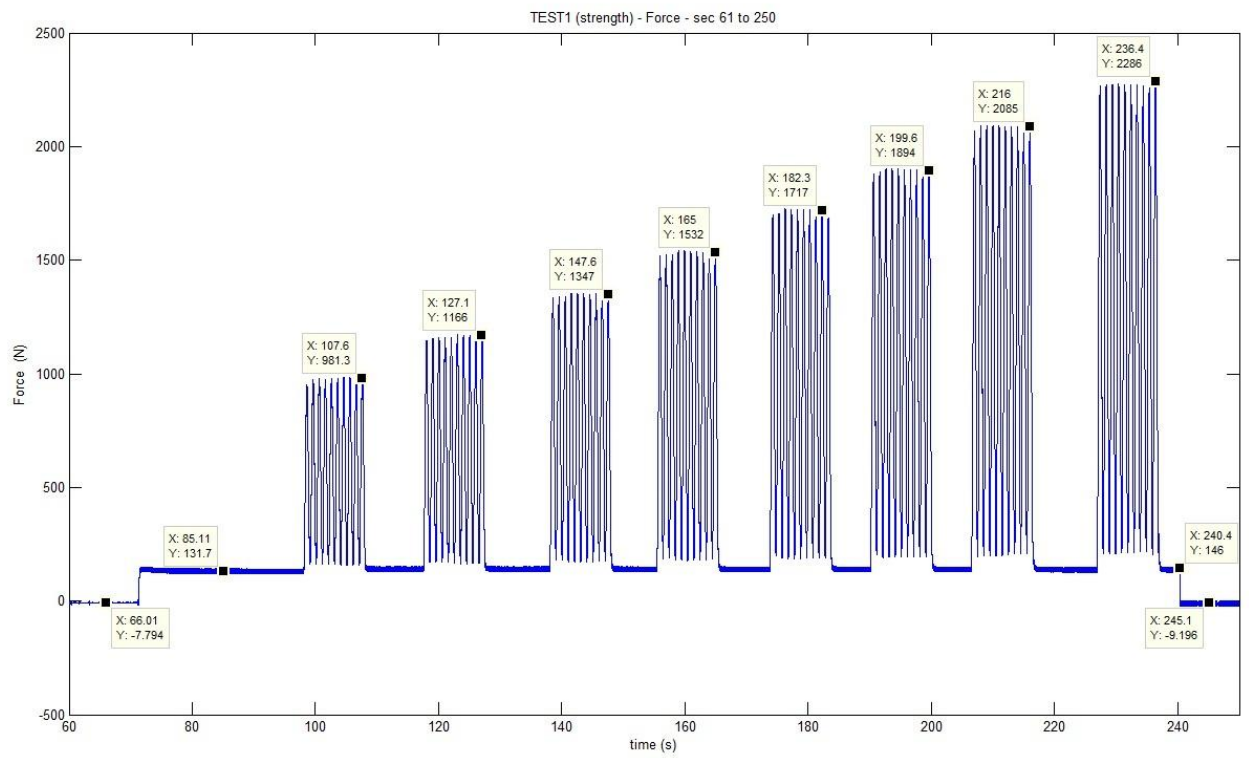
ขั้นตอนที่ 1 ทำการบันทึกและคำนวณค่าของแรงที่กระทำต่อระบบใน static loading model

specimen 1



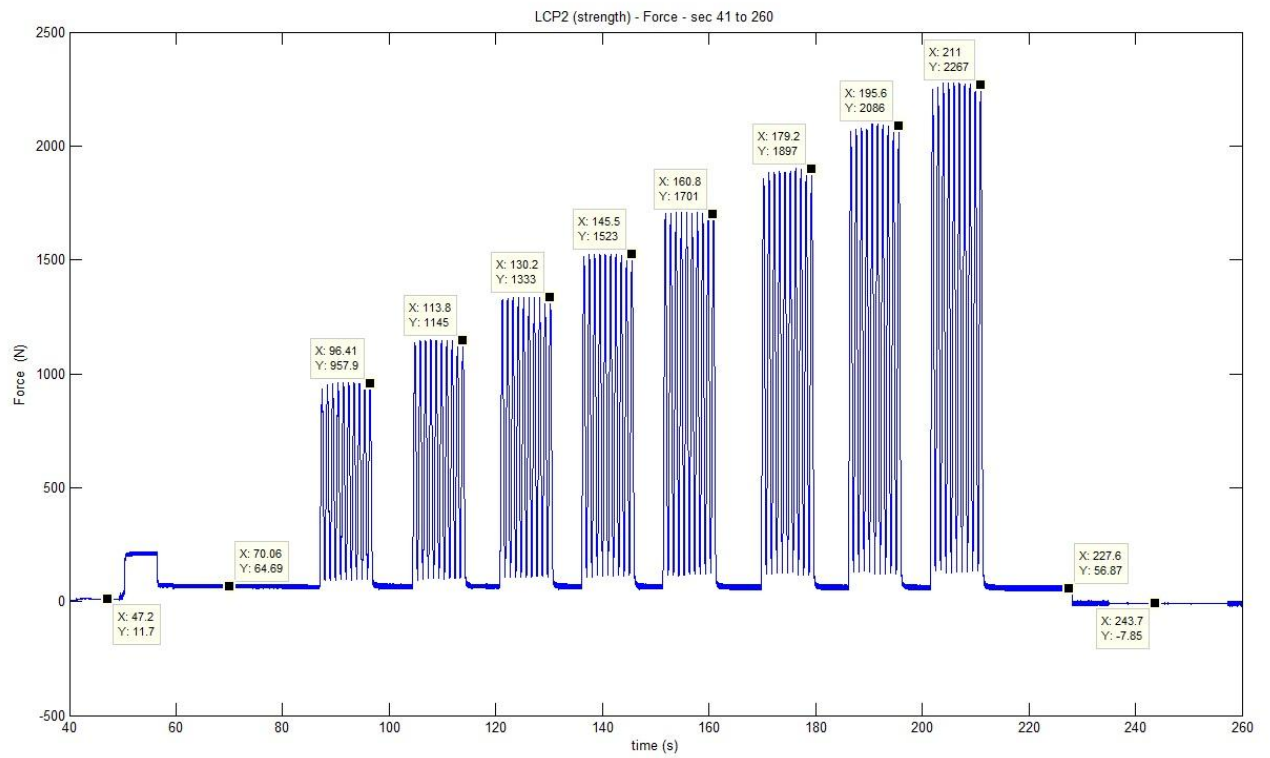
รูปที่ 22กราฟที่ 1 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 1 ที่วัดได้จาก force sensor

specimen 2



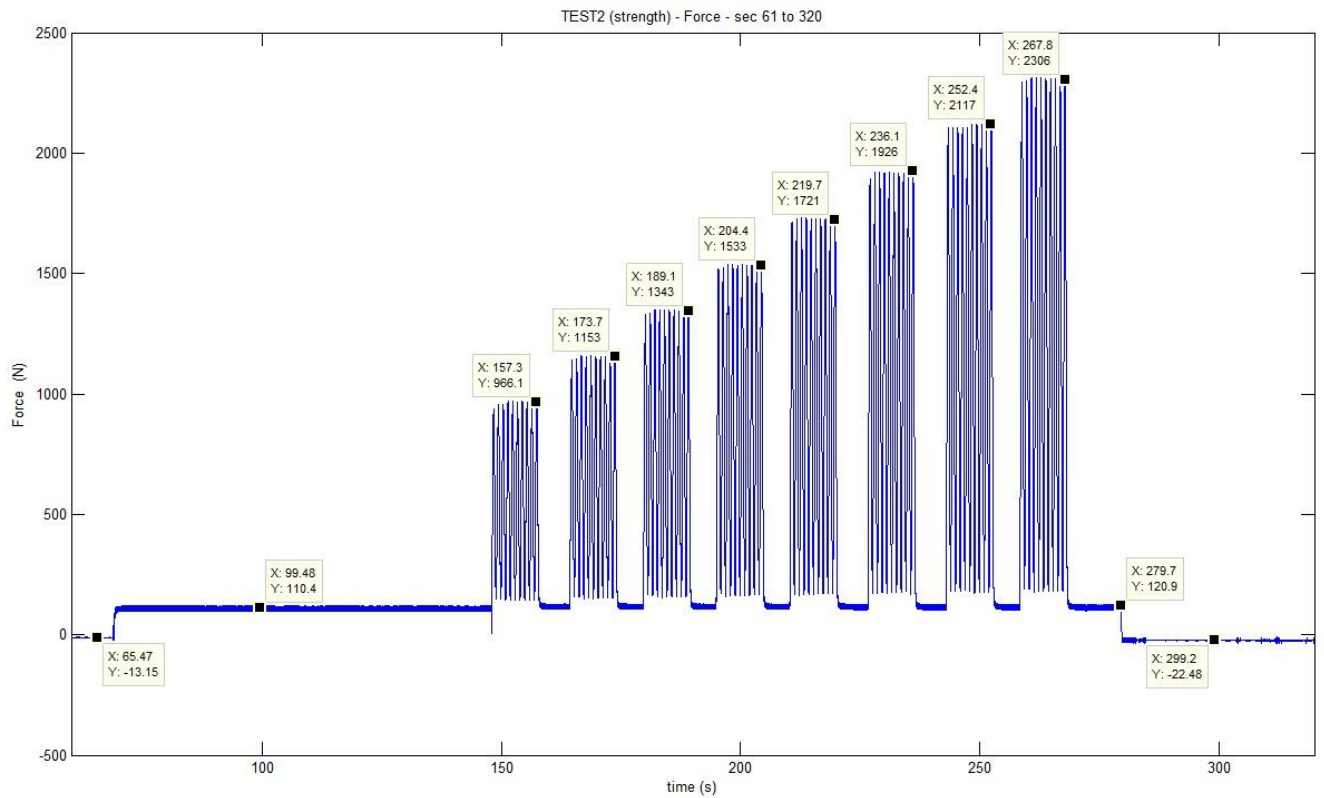
รูปที่ 23 กราฟที่ 2 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 2 ที่วัดได้จาก force sensor

specimen 3



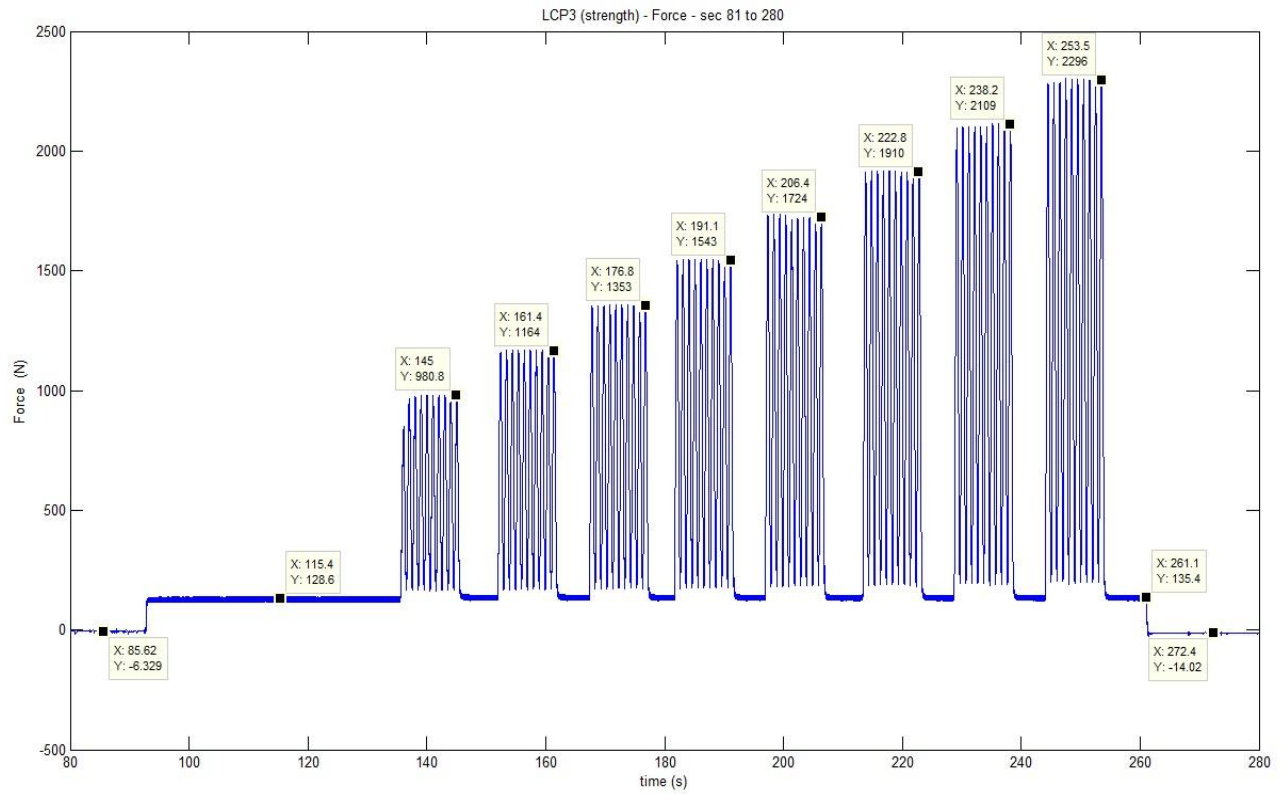
รูปที่ 24 กราฟที่ 3 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 3 ที่วัดได้จาก
forcesensor

specimen 4



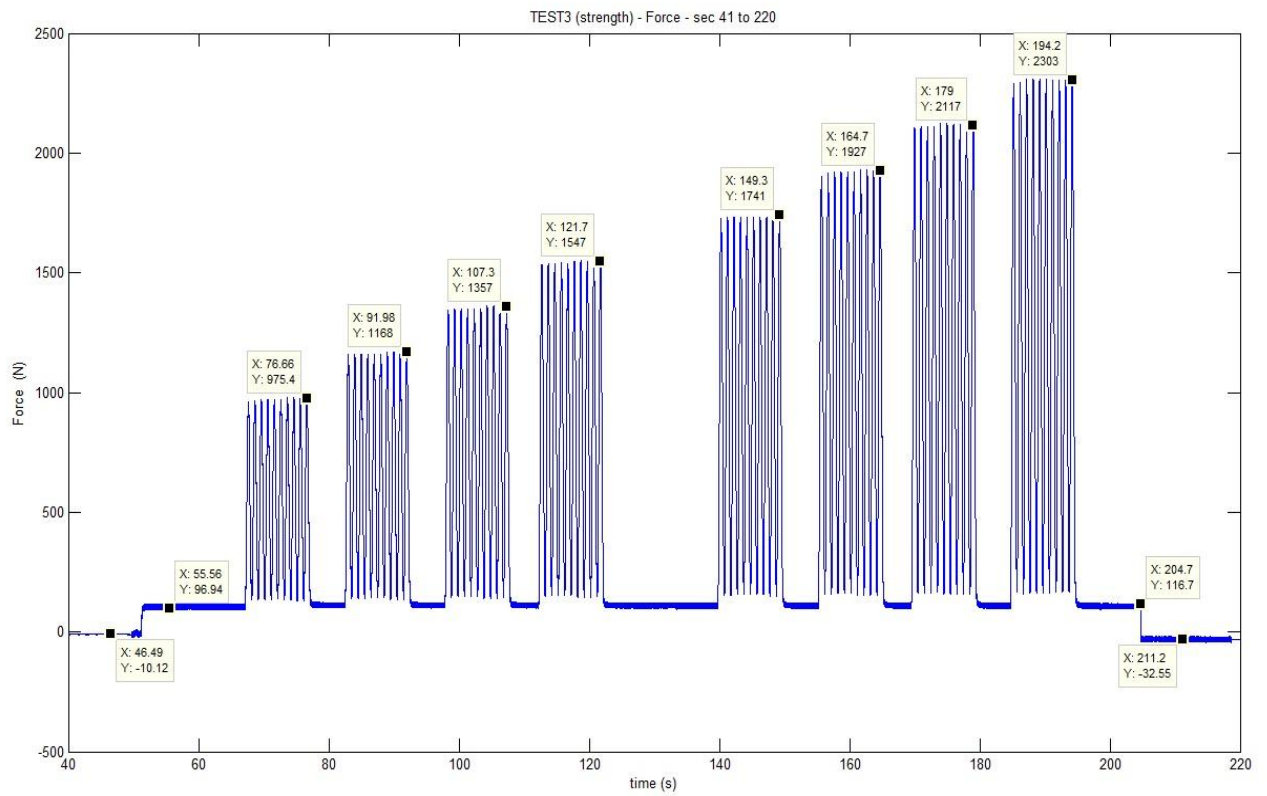
รูปที่ 25 กราฟที่ 4 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 4 ที่วัดได้จาก force sensor

specimen 5



รูปที่ 26 กราฟที่ 5 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 5 ที่วัดได้จาก force sensor

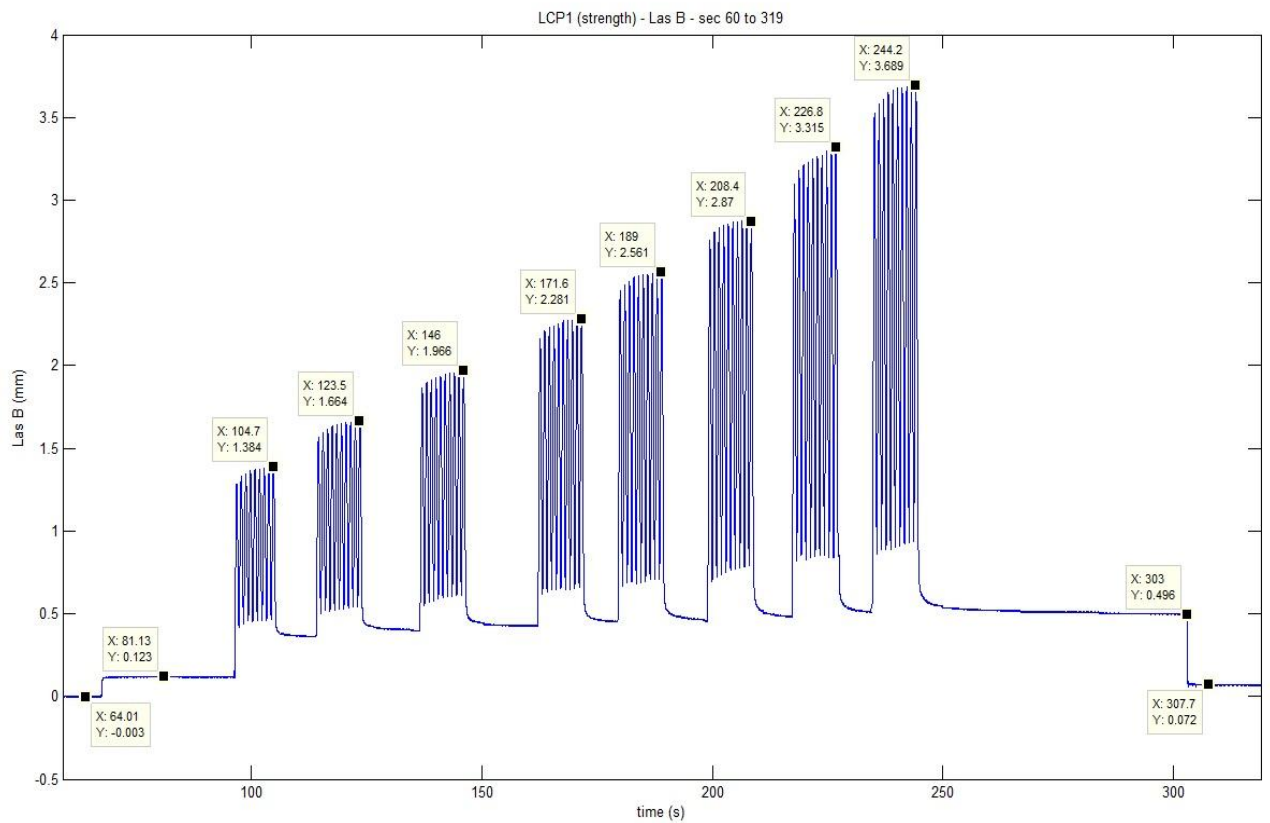
specimen 6



รูปที่ 27 กราฟที่ 6 แสดงค่าของแรงที่ใช้ในการทดสอบในกระดุกชั้นที่ 6 ที่วัดได้จาก force sensor

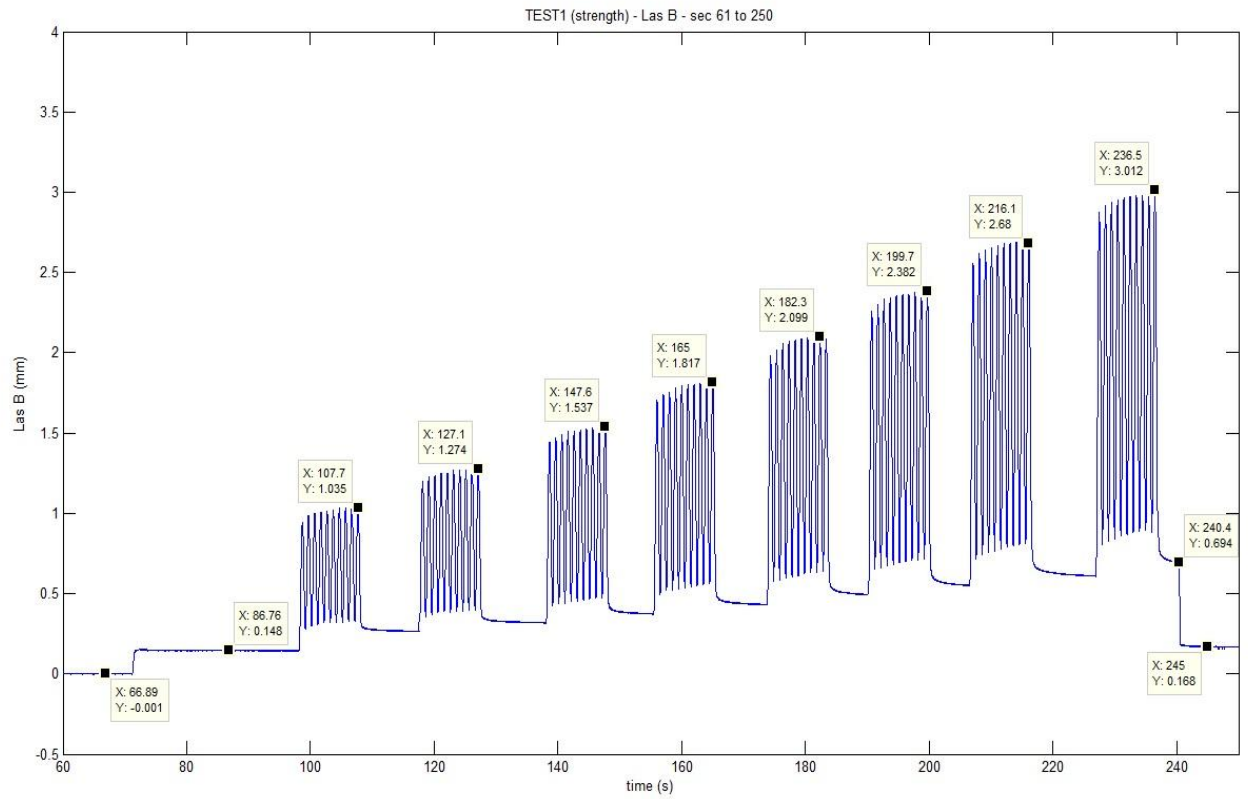
ขั้นตอนที่ 2 กราฟแสดงค่าของแรงที่ใช้ในการเคลื่อนที่วัดได้จาก laser displacement B ในผู้ป่วยแต่ละราย

Specimen 1



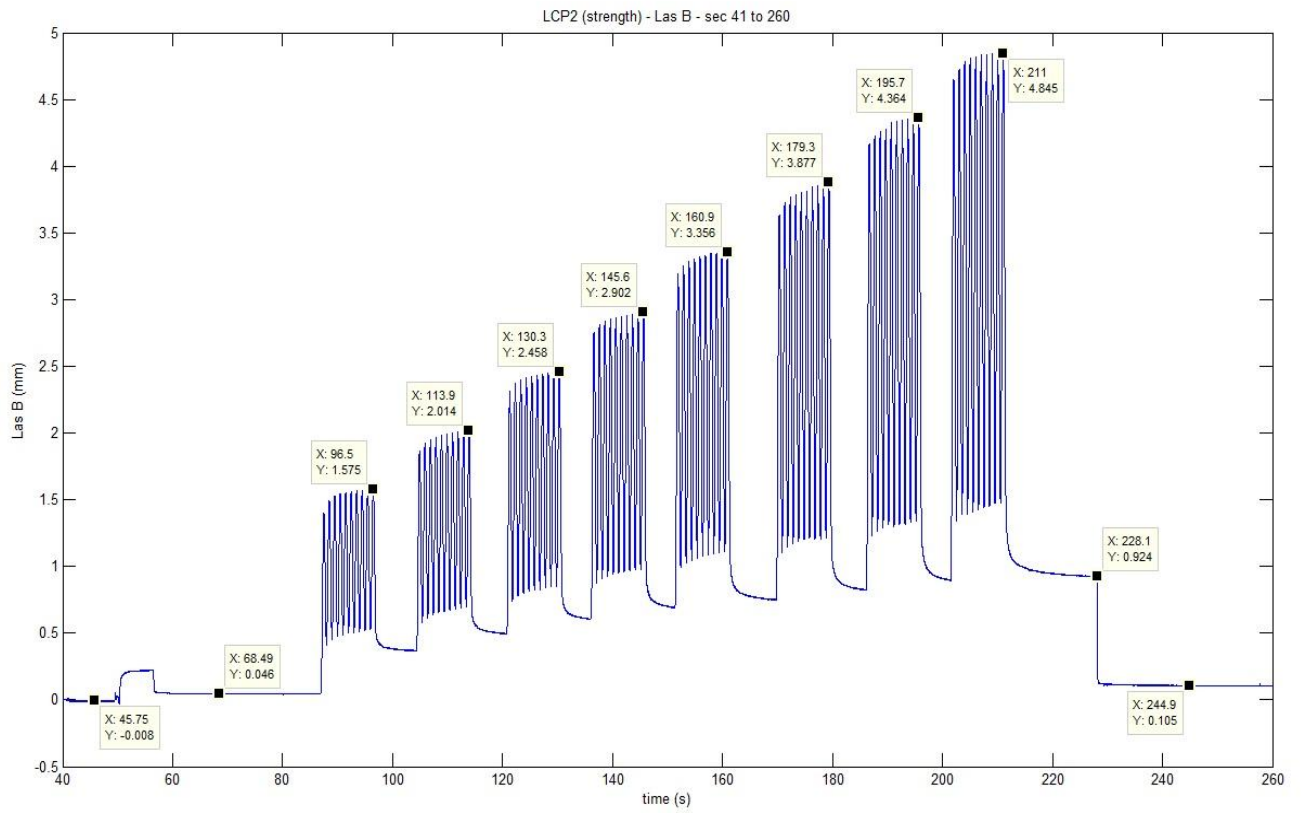
รูปที่ 28 กราฟที่ 7 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 1

Specimen 2



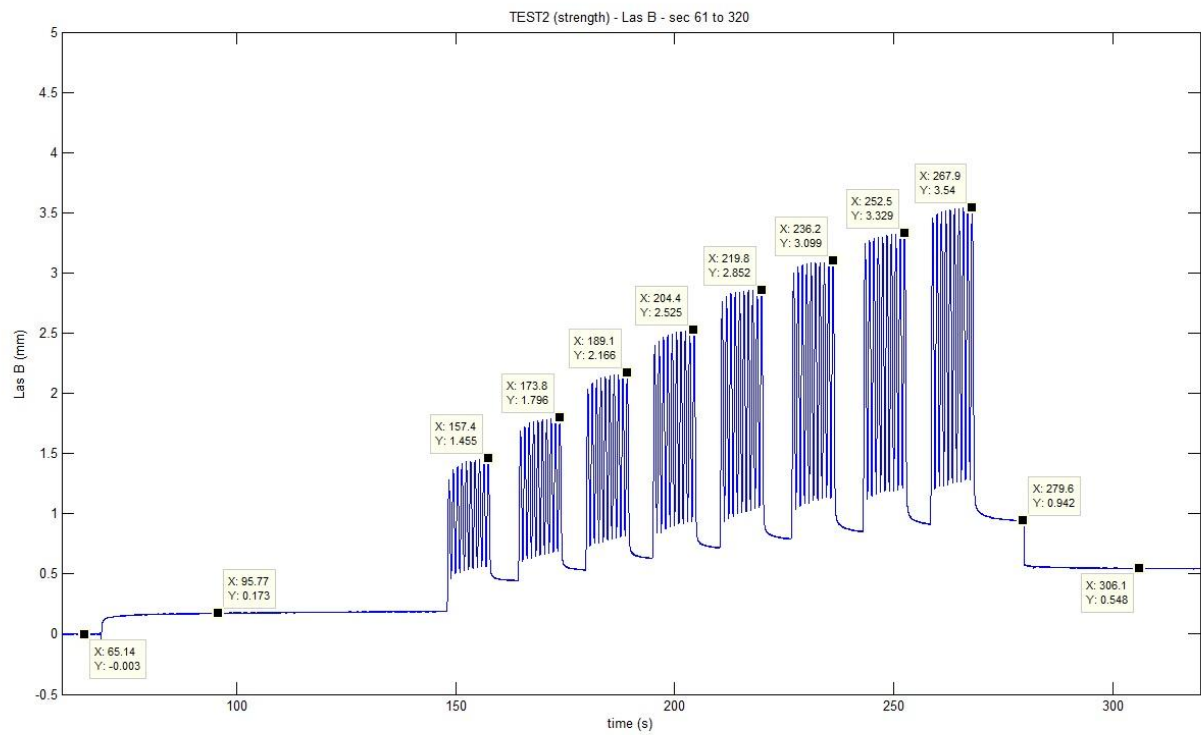
รูปที่ 29 กราฟที่ 8 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 2

Specimen 3



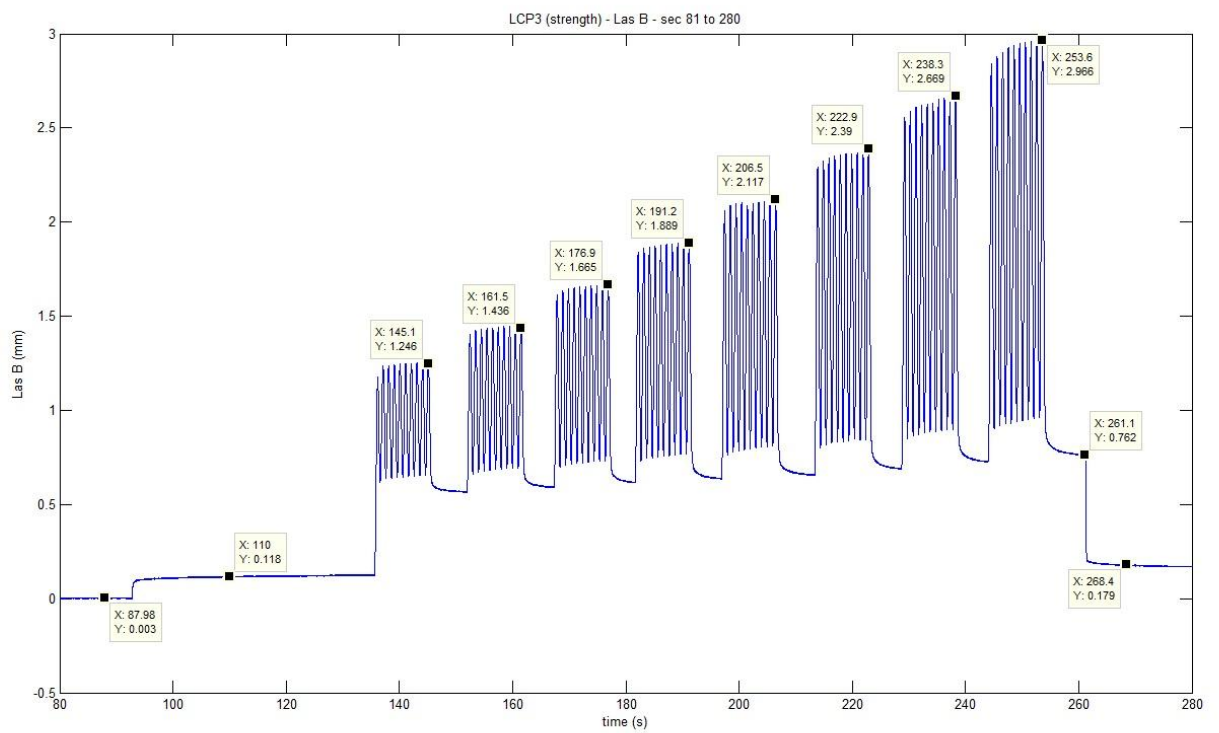
รูปที่ 30 กราฟที่ 9 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 3

Specimen 4



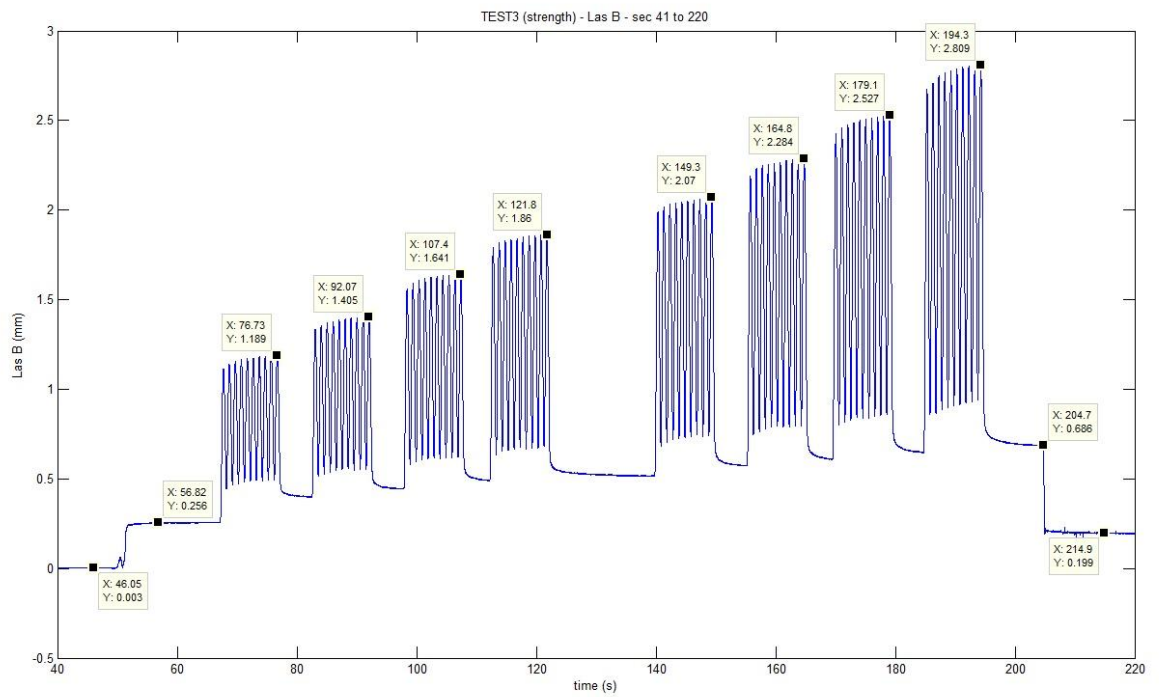
รูปที่ 31 กราฟที่ 10 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 4

Specimen 5



รูปที่ 32 กราฟที่ 11 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 5

Specimen 6



รูปที่ 33 กราฟที่ 12 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดุกชั้นที่ 6

ขั้นตอนที่ 3 ตารางแสดงค่าการเคลื่อนที่วัดได้จาก laser displacement
B ในผู้ป่วย

specimen 1

ค่าการเคลื่อนที่ในผู้ป่วย specimen 1								
force	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400
1	1.28	1.538	1.859	2.161	2.451	2.757	3.096	3.522
2	1.317	1.615	1.896	2.211	2.489	2.716	3.18	3.583
3	1.319	1.619	1.912	2.227	2.5	2.835	3.212	3.604
4	1.336	1.63	1.92	2.234	2.533	2.845	3.23	3.647
5	1.353	1.641	1.93	2.244	2.538	2.854	3.248	3.65
6	1.33	1.643	1.936	2.266	2.545	2.857	3.26	3.673
7	1.337	1.651	1.951	2.27	2.55	2.862	3.269	3.666
8	1.372	1.654	1.956	2.271	2.552	2.867	3.296	3.671
9	1.376	1.658	1.959	2.277	2.558	2.872	3.303	3.676
10		1.662	1.966	2.278	2.558	2.869	3.313	3.689

ตารางที่ 1 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดูกชั้นที่ 1

specimen 2

ค่าการเคลื่อนที่ในผู้ป่วย specimen 2								
force	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400
1	0.944	1.197	1.439	1.701	1.98	2.26	2.554	2.863
2	0.983	1.222	1.469	1.737	2.012	2.3	2.616	2.914
3	0.999	1.236	1.486	1.753	2.039	2.328	2.627	2.939
4	1.008	1.245	1.5	1.77	2.021	2.34	2.646	2.95
5	1.014	1.25	1.511	1.781	2.076	2.353	2.658	2.958
6	1.019	1.263	1.513	1.793	2.085	2.359	2.67	2.968
7	1.028	1.266	1.524	1.798	2.093	2.365	2.681	2.972
8	1.032	1.266	1.528	1.803	2.096	2.368	2.687	2.979
9	1.033	1.269	1.533	1.815	2.096	2.38	2.69	2.989
10	1.036	1.272	1.535	1.816	2.08	2.381	0.694	3.006

ตารางที่ 2 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดูกชั้นที่ 2

specimen 3

ค่าการเคลื่อนที่ในผู้ป่วย specimen 3								
force	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400
1	1.402	1.867	2.308	2.752	3.186	3.634	4.164	4.638
2	1.49	1.918	2.369	2.808	3.248	3.712	4.227	4.714
3	1.524	1.943	2.397	2.836	3.278	3.764	4.26	4.777
4	1.534	1.967	2.413	2.85	3.3	3.787	4.278	4.802
5	1.545	1.981	2.425	2.865	3.321	3.788	4.327	4.812
6	1.555	1.985	2.435	2.872	3.327	3.813	4.337	4.828
7	1.569	1.999	2.437	2.88	3.337	3.846	4.346	4.831
8	1.563	1.998	2.445	2.884	3.342	3.854	4.354	4.833
9	1.569	2.009	2.453	2.895	3.342	3.864	4.356	4.839
10	1.58	2.014	2.458	2.9	3.349	3.875	4.363	4.839

ตารางที่ 3 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดูกชั้นที่ 3

specimen 4

ค่าการเคลื่อนที่ในผู้ป่วย specimen 4								
force	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400
1	1.28	1.688	2.033	2.297	2.755	2.992	3.242	3.456
2	1.31	1.723	2.063	2.432	2.866	3.048	3.688	3.485
3	1.387	1.75	2.111	2.467	2.825	3.063	3.882	3.509
4	1.416	1.76	2.126	2.484	2.832	3.073	3.289	3.513
5	1.428	1.768	2.134	2.492	2.838	3.081	3.295	3.521
6	1.436	1.773	2.141	2.503	2.44	3.084	3.312	3.526
7	1.443	1.778	2.151	2.51	2.848	3.086	3.318	3.533
8	1.447	1.784	2.155	2.516	2.851	3.099	3.32	3.539
9	1.453	1.786	2.162	2.523	2.853	3.096	3.326	3.536
10	1.456	1.795	2.165	2.524	2.85	3.375	3.327	3.539

ตารางที่ 4 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดูกชั้นที่ 4

specimen 5

ค่าการเคลื่อนที่ในผู้ป่วย specimen 5								
force	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400
1	1.174	1.404	1.607	1.834	2.06	2.285	2.544	2.841
2	1.22	1.415	1.626	1.858	2.084	2.307	1.581	2.877
3	1.231	1.428	1.635	1.863	2.093	2.231	2.606	2.885
4	1.237	1.428	1.644	1.866	2.101	2.345	2.609	2.926
5	1.24	1.429	1.654	1.872	2.087	2.354	2.615	2.928
6	1.243	1.434	1.646	1.876	2.094	2.358	2.622	2.938
7	1.245	1.437	1.656	1.864	2.103	2.361	2.654	2.942
8	1.247	1.447	1.661	1.881	2.107	2.258	2.66	2.95
9	1.249	1.445	1.664	1.884	2.111	2.383	2.666	2.952
10	1.251	1.448	1.665	1.879	2.115	2.389	2.661	2.966

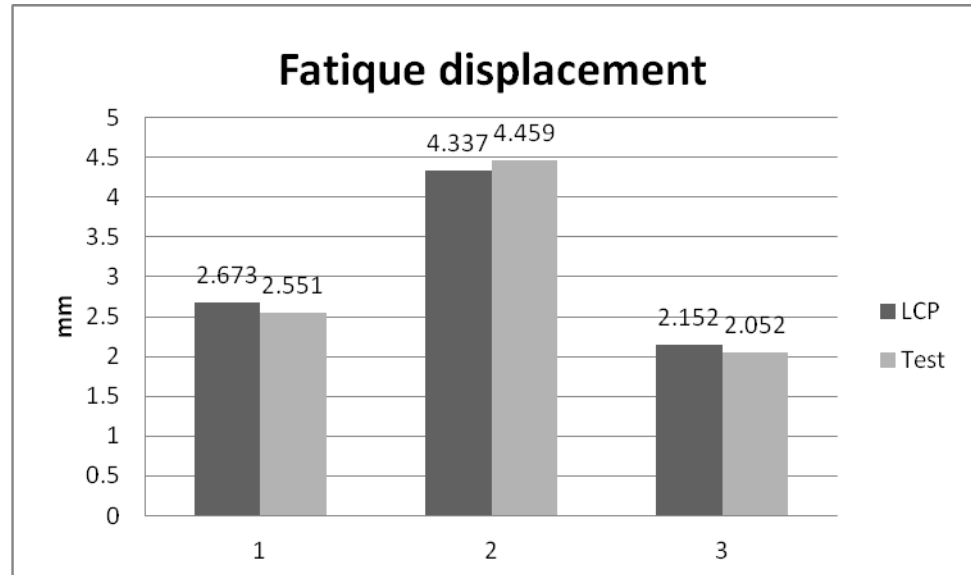
ตารางที่ 5 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดูกชั้นที่ 5

specimen 6

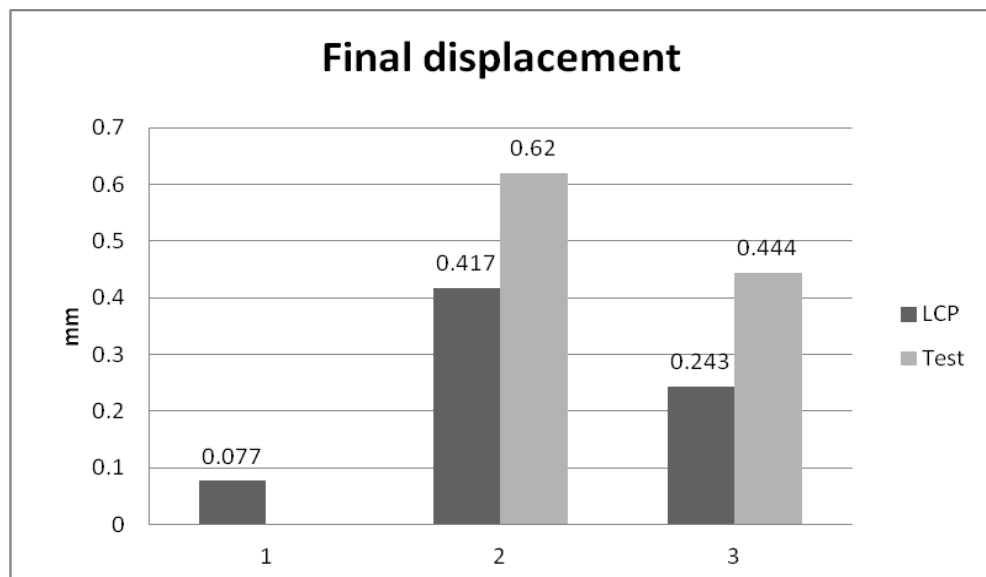
ค่าการเคลื่อนที่ในผู้ป่วย specimen 6								
force	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400
1	1.111	1.332	1.559	1.788	1.989	2.187	2.423	2.671
2	1.139	1.355	1.589	1.816	2.016	2.23	2.459	2.708
3	1.155	1.369	1.606	1.827	2.031	2.25	2.473	2.747
4	1.163	1.377	1.615	1.836	2.04	2.25	2.483	2.765
5	1.168	1.381	1.622	1.842	2.043	2.255	2.502	2.777
6	1.173	1.386	1.626	1.851	2.051	2.263	2.508	2.787
7	1.177	1.396	1.63	1.853	2.053	2.275	2.511	2.793
8	1.181	1.399	1.634	1.857	2.056	2.278	2.515	2.803
9	1.184	1.401	1.636	1.858	2.067	2.281	2.52	2.804
10	1.188	1.404	1.641	1.859	2.069	2.283	2.525	2.807

ตารางที่ 6 แสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จากในกระดูกชั้นที่ 6

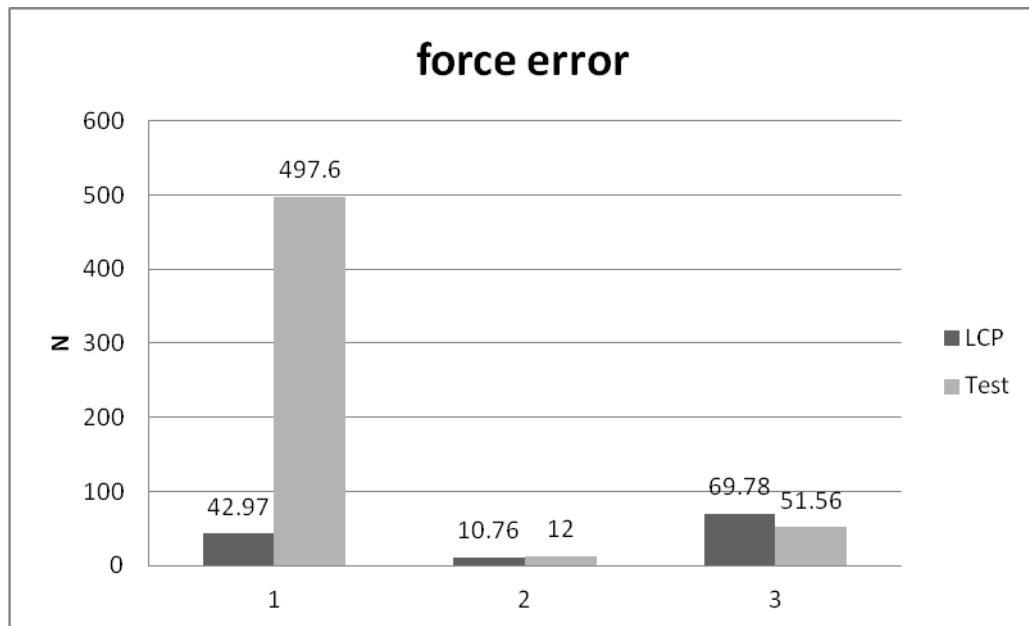
ขั้นตอนที่ 4 รายงานผลการทดสอบแบบ Fatigue loading model



รูปที่ 34 แผนภูมิแสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จาก sensor displacement B ในการทดสอบ แบบ Fatigue loading model ก่อนที่จะสิ้นสุดการทดสอบ



รูปที่ 35 แผนภูมิแสดงค่าของการเคลื่อนที่วัดได้จาก sensor displacement B ในการทดสอบ แบบ Fatigue loading model หลังจากที่ได้ผ่านการทดสอบและได้นำเอาแรงออก

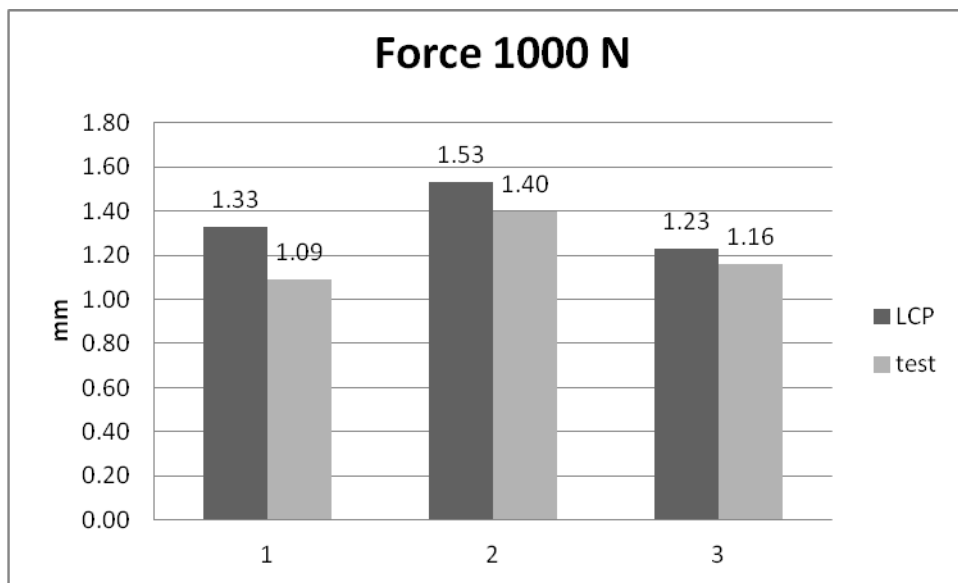


รูปที่ 36 แผนภูมิแสดงค่าของความไม่เสถียรของแรง(force error) ที่วัดได้จาก force sensor ในการทดสอบ แบบ Fatigue loading model หลังจากที่ได้ผ่านการทดสอบ แล ะ ไ ด้ นั ้ ำ เ อ ำ แ ร ง อ อ ก

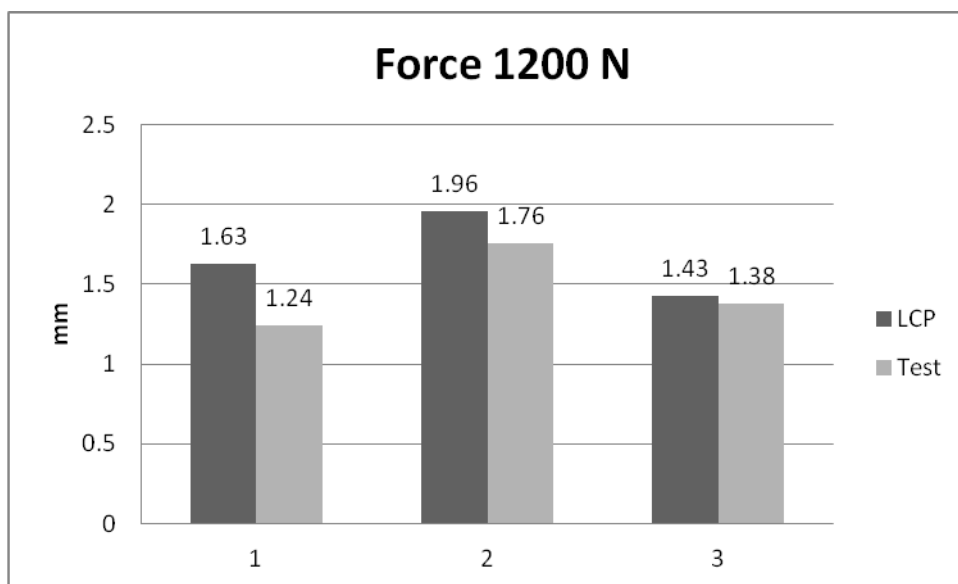
บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

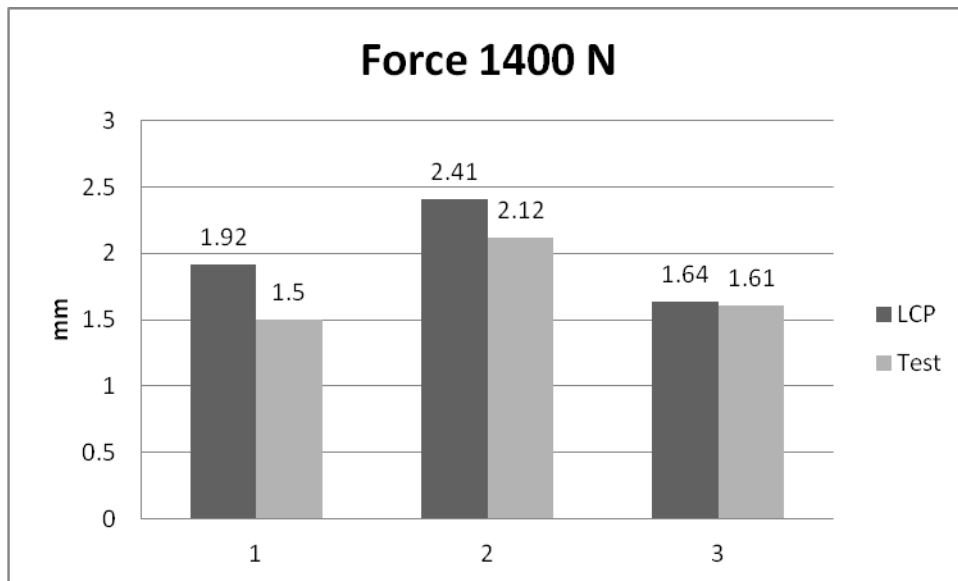
นำข้อมูลที่ทำการวัดได้ใน static loading model เพื่อนำมาคำนวณค่า Mean และ SD ต่าง ๆ ผลดังแผนภูมิ และตาราง กราฟแสดงค่าเฉลี่ย(mean)ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้จาก laser displacement sensor B ในขณะที่ให้แรงกระทำที่ต่างกัน



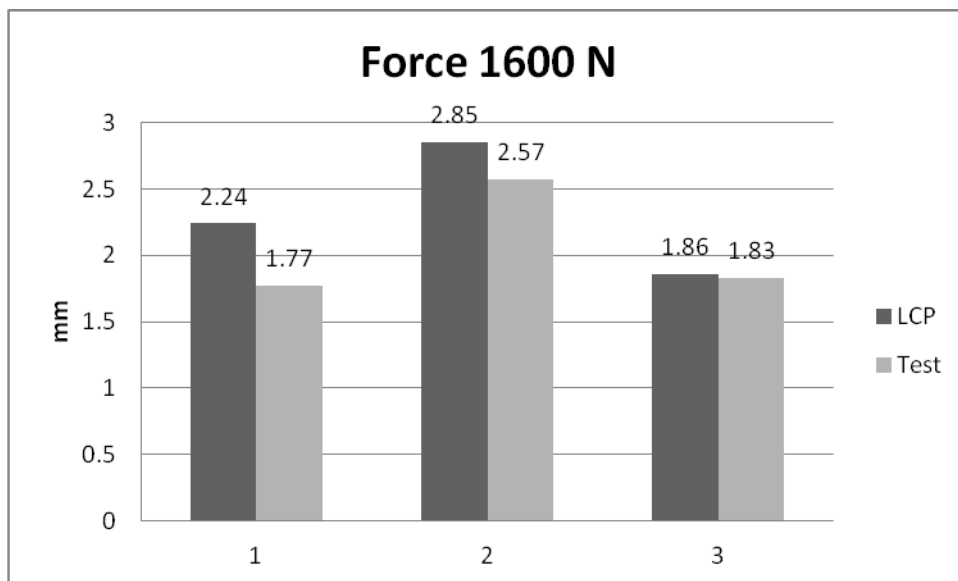
รูปที่ 37 แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1000 N



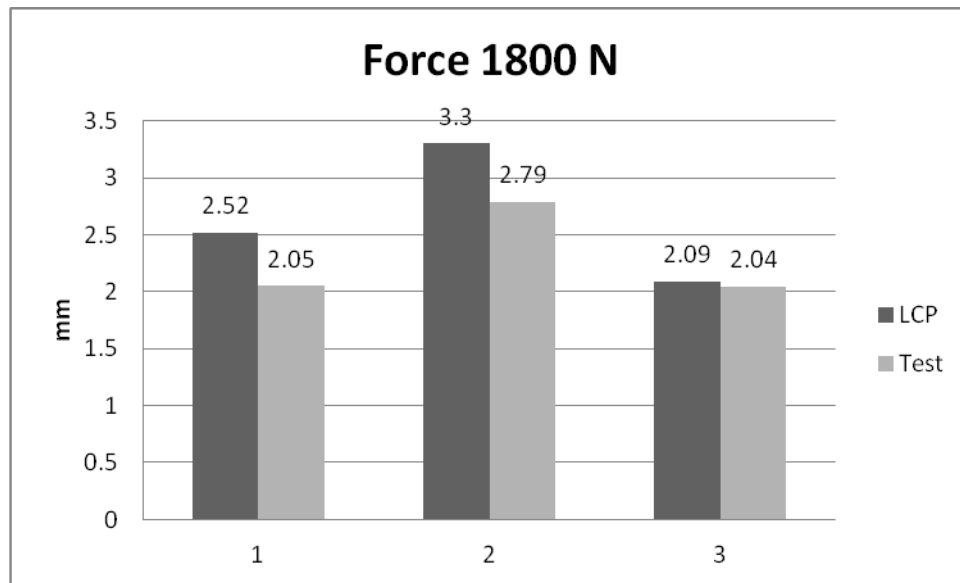
รูปที่ 38 แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1200 N



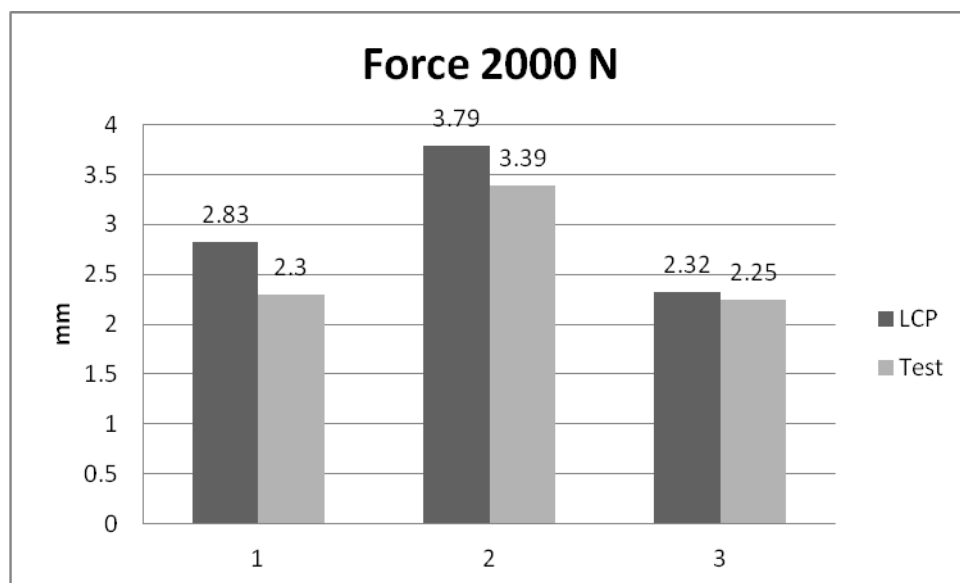
รูปที่ 39 แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1400 N



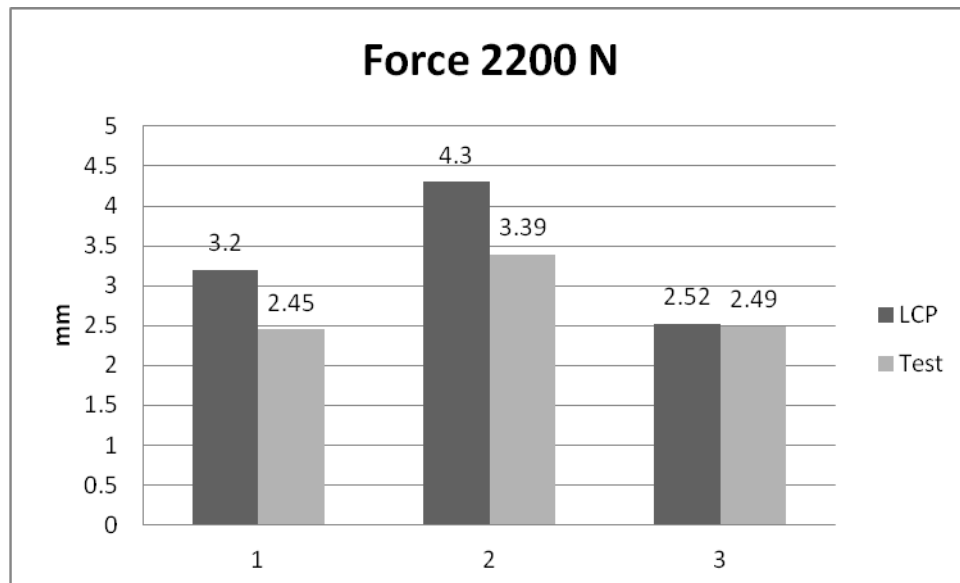
รูปที่ 40 แผนภูมิที่แสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1600 N



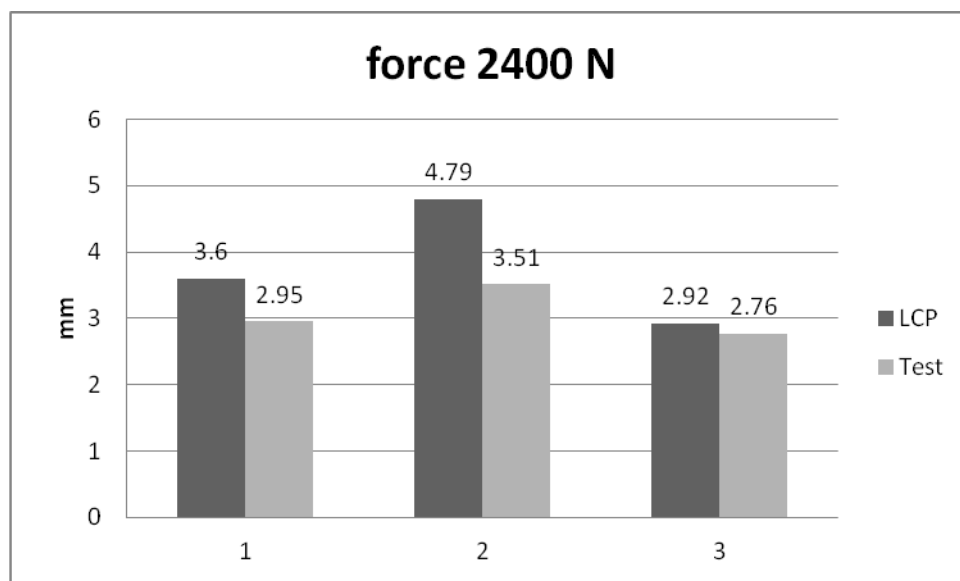
รูปที่ 41 แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 1800 N



รูปที่ 42 แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 2000 N



รูปที่43 แผนภูมิแสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 22000 N



รูปที่44 แผนภูมิที่แสดงค่า mean ของการเคลื่อนที่ที่วัดได้เมื่อออกแรง 2400 N

ตารางแสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(standard deviation:SD)การเคลื่อนที่ที่วัดได้จาก laser displacement sensor B ในขณะที่ให้แรงกระทำที่ต่างกัน

	1000 N	
SD	LCP	Test
1	0.02	0.02
2	0.05	0.06
3	0.02	0.02

ตารางที่ 7 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1000 N

	1200 N	
SD	LCP	Test
1	0.03	0.02
2	0.04	0.03
3	0.01	0.02

ตารางที่ 8 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1200 N

	1400 N	
SD	LCP	Test
1	0.03	0.03
2	0.04	0.04
3	0.01	0.02

ตารางที่ 9 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1400 N

	1600 N	
SD	LCP	Test
1	0.03	0.03
2	0.04	0.06
3	0.01	0.02

ตารางที่ 10 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1600 N

	1800 N	
SD	LCP	Test
1	0.03	0.04
2	0.05	0.12
3	0.01	0.02

ตารางที่ 11 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 1800 N

	2000 N	
SD	LCP	Test
1	0.05	0.03
2	0.07	0.1
3	0.05	0.02

ตารางที่ 12 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 2000 N

	2200 N	
SD	LCP	Test
1	0.6	0.06
2	0.2	0.06
3	0.03	0.33

ตารางที่ 13 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 2200 N

	2400 N	
SD	LCP	Test
1	0.05	0.04
2	0.06	0.02
3	0.03	0.04

ตารางที่ 14 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานในขณะที่มีแรงกระทำที่ 2400 N

ผลการเปรียบเทียบข้อมูล

นำข้อมูลที่ได้จากการทดสอบในแต่ละแรงที่แตกต่างกันเพื่อทำการเปรียบเทียบระหว่าง LCP และ test การศึกษาการทดสอบได้นำผลที่ได้จากการวัดมาคำนวณศึกษาเปรียบเทียบด้วย Wilcoxon signed rank tests โดยกำหนดให้ $\alpha = 0.05\%$ โดยค่าที่คำนวณได้ที่น้อยกว่า 0.05 จะถือว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant)

จากการวิเคราะห์ค่าการเคลื่อนที่ของกระดูกที่วัดได้จาก laser displacement B และ แทนค่าในทางสถิติ พบว่า

static loading model ในทุก ๆ แรงที่กระทำทำให้ค่าของ Wilcoxon signed rank tests = 0.109

dynamic loading model ให้ค่าของ Wilcoxon signed rank tests = 0.785

ผลการเคลื่อนที่ของกระดูกภายหลังจากที่มีการทดสอบแบบ cyclic loading model (irreversible) สามารถนำมาคำนวณค่า Wilcoxon signed rank tests = 0.180

ผลการวิเคราะห์การศึกษา

จากการทดสอบแล้วนำค่าดังกล่าวเพื่อมาทดสอบทางสถิติ ด้วย Wilcoxon signed rank tests พบการทดสอบเพื่อดูค่า displacement ของกระดูกในการทดสอบด้วยแรงในการทดสอบแบบ static loading model ไม่พบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) ในขณะที่เมื่อดูผล

จากการทดสอบด้วยแบบ dynamic loading model พบว่าค่าการทดสอบไม่พบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) และภายหลังจากที่ได้มีการทดสอบแล้วสามารถหาค่าผลของการเคลื่อนที่สุดท้ายหลังจากที่ไม่ได้ให้แรงกระทำ (irreversible) พบว่าค่าการทดสอบ ไม่พบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant)

ผลการวิเคราะห์ปัจจัย

จากผลการวิเคราะห์การศึกษาที่ได้กล่าวข้างต้นเมื่อได้มีการศึกษาผลการทดสอบระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)และกว่า ระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate)เมื่อทำการพิจารณาพบว่า การเคลื่อนที่ในการทดสอบแบบ static loading model ของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)มีค่าน้อยกว่าถึงแม้ไม่พบว่ามีนัยสำคัญทางสถิติ(statistic significant แต่กลับพบว่าในช่วง fatigue loading model พบว่าระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) มีการเคลื่อนที่ไปมากกว่าระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) ถึงแม้ว่าจะพบไม่พบที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(statistic significant) ซึ่งปรากฏการณ์ดังกล่าว อธิบายได้ว่าถึงแม้มีการออกแบบเพื่อให้ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) โดยเฉพาะส่วนที่เป็น plate ให้มี moment of inertia ที่มากกว่า แต่ยังคงพบว่ามี การเคลื่อนที่ที่มากกว่าซึ่งอาจเกิดจากภาวะคุณสมบัติทางโลหะวิทยา(material properties) ของระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate)ที่ดีกว่าระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)อีกทั้ง ในการทดสอบ fatigue loading model (รูปที่ 35) มีค่าความคลาดเคลื่อนของแรง (force) ในแต่ละกรณีซึ่งอาจมีผลต่อการเคลื่อนที่ดังกล่าว

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

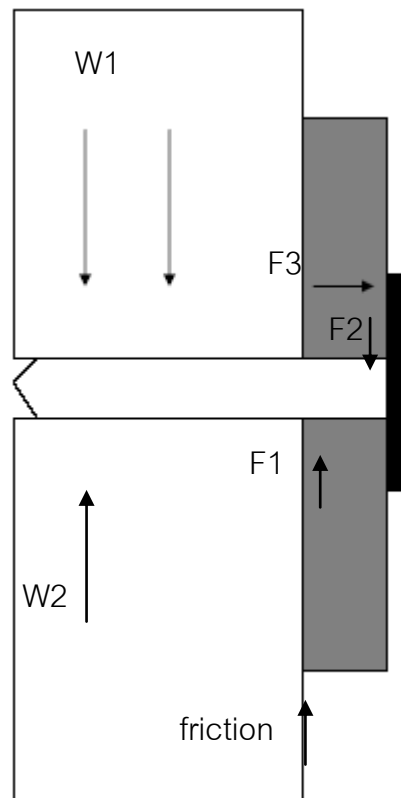
จากผลการศึกษาที่ได้ทำการศึกษเพื่อเปรียบเทียบผลของการรักษาภาวะกระดูกหักด้วยการใช้ plate แบบเดิม โดยในการศึกษานี้เป็นแบบ locking compression plate และเมื่อมีการปรับปรุงการออกแบบขึ้นมาใหม่ของ ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) เมื่อนำระบบดังกล่าวมาทำการเปรียบเทียบในสภาวะแรงกดตันเดียวกันและในสิ่งแวดล้อมเดียวกันพบว่า ในภาวะ static loading model ระบบ ยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) มีค่าการเคลื่อนที่ในแนว vertical น้อยกว่า ระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) แต่เมื่อนำมาคำนวณกลับพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) ในขณะที่เมื่อได้มีการทดสอบเพื่อให้หนักกับภาวะการเดินในปกติ หรือในภาวะ cyclic loading model พบว่า ระบบ ยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) มีค่าการเคลื่อนที่ในแนว vertical น้อยกว่า ระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(Statistical significant) และเมื่อได้มีการวัดภาวะการเคลื่อนที่ภายหลังจากที่ได้มีการทดสอบแบบ cyclic loading model แล้วเพื่อหาภาวะ irreversible หรือเป็นภาวะ plastic deformation พบว่าภาวะดังกล่าวสามารถพบได้ในระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)โดยเมื่อพิจารณาจากข้อมูลพบว่ามีความนุ่มมากกว่าการยึดตรึงกระดูกแบบระบบเดิม แต่เมื่อนำมาคำนวณพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(Statistical significant)

จึงสรุปผลการศึกษาได้ว่าในการทดสอบระบบ ยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) สามารถยึดตรึงกระดูกในภาวะปกติหรือภาวะ static loading model พบว่ามีการเคลื่อนที่น้อยกว่าการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม แต่ไม่พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(Statistical significant) แต่เมื่อ

นำมาทดสอบภาวะเปรียบเทียบกับ การเดินเสมือนจริงหรือจากการทดสอบเป็นแบบ cyclic loading model พบว่าในสภาวะดังกล่าว ทั้งระบบ ยึดตรึงกระดูกภายในแบบ ไฮบริด(Hybrid internal fixation system)และ ระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม (locking compression plate) สามารถทนต่อแรงกระทำในภาวะดังกล่าวที่โดยทั้งสองระบบยังสามารถยึดตรึงกระดูกได้ แต่เมื่อทำการพิจารณาผลการเคลื่อนที่ภายหลังสิ้นสุดการทดสอบพบว่า ยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)มีค่าการเคลื่อนที่ไปจากเดิมมากกว่าระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม (locking compression plate) แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

อภิปราย

จากการศึกษาเมื่อทำการรักษาภาวะกระดูกหักด้วยการใช้ plate fixation โดยได้มีการปรับปรุงเพื่อให้เกิดประสิทธิภาพที่ดีจนเกิดการออกแบบและทำการคิดค้นระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) การวิจัยนี้จึงมีขึ้นเพื่อทดสอบคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์และเพื่อทำการทดสอบระบบดังกล่าว จึงได้ทำการเปรียบเทียบกับระบบเดิมที่ได้ใช้มาก่อน(locking compression plate) โดยการออกแบบเพื่อให้เกิดการปรับปรุงมีแนวคิดดังต่อไปนี้



รูปที่ 45 แสดงถึงประสิทธิภาพของการออกแบบ plate และ screw

โดยสามารถอธิบายประสิทธิภาพของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) ได้โดยการออกแบบ screw ในลักษณะที่มี flank กว้าง โดยเมื่อมีแรง W1 ผ่านมายังกระดูก กระทำต่อ screw ทำให้เกิดแรงกระทำใน

moment ทวนเข็มนาฬิกา ภาวะดังกล่าวเกิดสมมูลได้โดย ในสภาวะปกติจะเกิดแรง F2 ในทิศทางตามเข็มนาฬิกา ซึ่งผลดังกล่าวก่อให้เกิด แรงที่กระทำต่อ screw ที่ F1 ปริมาณมาก ในทิศตรงข้ามกับ W1 แต่เมื่อทำการออกแบบ screw ดังกล่าวทำให้เกิดแรง F3 ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกาเกิดขึ้นเท่ากับว่าถึงแม้จะมีน้ำหนักมากระทำต่อ screw เท่าเดิม (W1) แต่การออกแบบใหม่นี้ทำให้ moment ของแรงที่จากกระดูก กระทำต่อ screw ในทิศทวนเข็มนาฬิกา เท่ากับผลรวมระหว่าง moment ขอบแรงที่เกิดขึ้นในตำแหน่ง F1 และ F3 ซึ่งเท่ากับว่าเป็นการลดแรงที่จะมากระทำต่อบริเวณ neck ของ screw นอกจากคุณสมบัติดังกล่าว screw ยังถูกออกแบบ โดยให้สามารถ เข้ารับกับรูของ plate ได้อย่างพอดี โดยทำการตั้งค่าการทำให้เกิดรูที่ plate เป็นค่าการ reamer คงที่ ที่ 5.5 mm โดยการออกแบบบริเวณ neck ของสกรูทำให้เกิดเส้นผ่านศูนย์กลางบริเวณ neck ของ screw โดยมีค่า clearance เท่ากับ 0.00 mm จนถึง - 0.02 mm จึงเกิด angular stability เกิดขึ้นได้ นอกจากนี้ในการออกแบบดังกล่าว นอกจากจะได้คุณสมบัติของ angular stability แล้วยังทำให้เกิด friction ระหว่างพื้นผิวของ plate และกระดูก โดยเฉพาะเมื่อมีการลงน้ำหนักจากบริเวณหัวของกระดูกต้นขา ก่อให้เกิด bending moment ค่อนข้างมาก สภาวะ bending moment ก่อให้เกิด N มากกระทำต่อพื้นผิวของ plate และกระดูกได้ปริมาณมาก ก่อให้เกิดแรง friction เกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับแรงที่ผ่านมาจากกระดูกกระทำกับ screw ทำให้ผลลัพธ์ของแรงต้านในด้านตรงข้ามกับแรงที่มาที่กระดูกกระทำต่อ screw จึงเท่ากับว่าเป็นผลรวมของ friction กับ F1 ทำให้แรงที่มีการกระทำต่อ screw ในตำแหน่งของ F1 มีค่าลดลง

ผลการทดสอบข้างต้นจึงสามารถอธิบายได้ว่าในสภาวะปกติ(static loading model)เมื่อมีแรงกระทำกับระบบ ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)สามารถทนต่อการเคลื่อนที่ หรือมีภาวะ reversible deformity ที่เปลี่ยนแปลงไปน้อยกว่าระบบยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate)แต่ไม่พบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(Statistical significant) ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าการออกแบบระบบที่ได้อธิบายในขั้นตอนของการออกแบบสามารถ

ทำให้ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)มีค่าความสามารถที่ทนต่อแรงที่มากระทำได้ดีกว่าการยึดตรึงกระดูกแบบระบบเดิม โดยการออกแบบดังกล่าวสังเกตได้ว่าพบว่าทำให้มีพื้นที่หน้าตัดของ plateมากกว่าแบบเดิมทำให้เมื่อนำมาพิจารณาจะพบว่าการออกแบบดังกล่าวทำให้ plate มีคุณสมบัติที่ดีกว่าโดยพบว่าสามารถทำให้มีค่า moment of inertia(I)ที่มากขึ้นได้ ดังนั้นคุณสมบัติดังกล่าวจึงเป็นคุณสมบัติที่สามารถอธิบายได้ว่าทำไมจึงให้ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) เกิดการเคลื่อนที่ที่น้อยกว่าแต่ไม่พบว่ามีความสำคัญทางสถิติ(statistic significant) แต่เมื่อได้มีการนำระบบดังกล่าวไปทำการทดสอบให้เหมือนกับภาวะที่มีการเดินเกิดขึ้นจริงพบว่าระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)และระบบยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) สามารถทนกับการทดสอบแบบ cyclic loading model โดยสามารถทนการทดสอบดังกล่าว ได้จนถึง 50000 รอบ และเมื่อพิจารณาภาวะดังกล่าวอาจกล่าวได้ว่าหากมีการใช้ระบบยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) และแบบระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) ในการรับแรงแบบ axial compression ดังกล่าวทำให้ผู้ป่วยสามารถเดินได้ 1000 รอบ/วันเป็นระยะเวลา 50 วันและในระยะเวลาดังกล่าวจึงเป็นระยะเวลาพอสมควรที่ทำให้เกิดมีการติดของกระดูกและมีน้ำหนักผ่านมีที่ระบบยึดตรึงกระดูกที่น้อยลงได้ และเมื่อได้มีการทดสอบและได้ทำการวัดการเคลื่อนที่ของกระดูกหลังจากที่มีการทดสอบแบบ cyclic loading model พบว่าการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้นของกระดูกที่ได้ทำการศึกษาในระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)มีมากกว่าระบบการยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) ซึ่งการเกิดภาวะดังกล่าวได้สะท้อนให้เห็นถึง irreversible deformity หรือภาวะ plastic deformity โดยภาวะดังกล่าวสามารถอธิบายได้ว่าการที่มีภาวะ plastic deformity ที่เกิดขึ้นนั้นมีผลสืบเนื่องมาจากคุณสมบัติ(properties)ทางโลหวิทยา(material)ที่แตกต่างกันซึ่งอาจเป็นไปได้ว่าระบบยึดตรึงกระดูกแบบเดิม(locking compression plate) นั้นใช้ material ที่มี

คุณสมบัติ(properties)ที่ดีระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) หรือโลหะดังก้าวอาจเป็นชนิดเดียวกันแต่ผ่านการปรับสภาพ (Treatment) ให้โลหะมีคุณสมบัติที่ดีมากขึ้น โดยการ treatment โลหะที่สามารถทำได้ หากมีการพัฒนา โดยการทำให้ shot peening บริเวณพื้นผิวของโลหะ ซึ่งจะทำให้โลหะ ดังก้าว เกิดภาวะ residual compressive stress ทำให้เกิดภาวะ plastic deformity ได้ลดลง

เมื่อทำการเปรียบเทียบในด้านของค่าใช้จ่ายที่ต้องใช้ในการยึดตรึงกระดูก แบบเดิม(locking compression plate) ซึ่งเป็นค่าใช้จ่ายที่ค่อนข้างสูงเมื่อเปรียบเทียบกับต้นทุนการผลิตของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system)มีค่าแตกต่างกันถึง 4 เท่าด้วยกันและเมื่อผลการทดสอบออกมาไม่ พบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ย่อมเป็นประโยชน์ในการพัฒนา ทั้งการออกแบบและการพัฒนาเพื่อให้เกิดการใช้ภายในประเทศต่อไป เพื่อเป็นการ ส่งเสริมการผลิตและการบริโภคภายในประเทศ และลดการเสียเปรียบดุลการค้า ระหว่างประเทศต่อไป

ข้อเสนอนี้

เนื่องจากการออกแบบดังกล่าวได้ทำการออกแบบใหม่ในทั้งตัว plate และ screw ร่วมด้วยแต่การทดสอบดังกล่าวยังไม่ได้แสดงคุณสมบัติของ screw ที่ได้ทำการออกแบบดังกล่าว หากได้มีการออกแบบทดสอบระบบดังกล่าวโดยพิจารณาการทดสอบ screw ย่อมสามารถอธิบายคุณสมบัติของระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) ได้อย่างครบถ้วน

การออกแบบ plate ยังขาดคุณสมบัติที่เป็นลักษณะ gliding hole เพื่อให้มีคุณสมบัติให้ fracture gap ให้สามารถเข้ามาติดกันได้

การออกแบบดังกล่าวอาจกล่าวได้ว่า ระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด (Hybrid internal fixation system) มีค่า moment of inertia มากกว่าระบบยึดตรึงกระดูกแบบเดิม (locking compression plate) ซึ่งหากระบบที่ไม่ยอมให้กระดูกมีการเคลื่อนที่มากเกินไปอาจก่อให้เกิดการรบกวนภาวะกระดูกติด ซึ่งงานวิจัยดังกล่าวเป็นพื้นฐานให้สามารถบอกถึงภาวะกระดูกเคลื่อนที่เหมาะสมกับการติดของกระดูกจนนำไปสู่การพัฒนาเพื่อให้ค่า moment of inertia ที่สามารถหาและพัฒนาจนระบบยึดตรึงกระดูกภายในแบบไฮบริด(Hybrid internal fixation system) มีความสามารถอยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสมการรณัติติของกระดูก

รายการอ้างอิง

- (1) Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gachter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003 Nov;34 Suppl 2:B11-9.
- (2) Korner J, Diederichs G, Arzdorf M, Lill H, Josten C, Schneider E, et al. A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. *J Orthop Trauma*. 2004 May-Jun;18(5):286-93.
- (3) Ahmad M, Nanda R, Bajwa AS, Candal-Couto J, Green S, Hui AC. Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*. 2007 Mar;38(3):358-64.
- (4) Stoffel K, Klaue K, Perren SM. Functional load of plates in fracture fixation in vivo and its correlate in bone healing. *Injury*. 2000 May;31 Suppl 2:S-B37-50.
- (5) Kanchanomai C, Muanjan P, Phiphobmongkol V. Stiffness and endurance of a locking compression plate fixed on fractured femur. *J Appl Biomech*. Feb;26(1):10-6.

- (6) Marti A, Fankhauser C, Frenk A, Cordey J, Gasser B. **Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures.** J Orthop Trauma. 2001 Sep-Oct;15(7):482-7.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นพ.พงศ์พร ประทีปทองคำ

เกิด วันที่ 29 มีนาคม 2525 สถานที่เกิด จังหวัด พิษณุโลก

วุฒิการศึกษา สำเร็จปริญญาตรีแพทยศาสตรบัณฑิต คณะแพทยศาสตร์

มหาวิทยาลัยขอนแก่น

หลังจบการศึกษาระดับปริญญาตรี เข้ารับราชการปฏิบัติงานเป็นแพทย์เพิ่มพูน
ทักษะ ณ รพ.สุโขทัย 1 ปี

เป็นแพทย์ใช้ทุน ณ รพ.ก่งไกรลาส จ.สุโขทัย 2 ปี

ปัจจุบันเป็นแพทย์ประจำบ้านแผนกศัลยกรรมกระดูกและข้อ รพ.จุฬาลงกรณ์
สภากาชาดไทย