

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive
device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้น โดยเป็นการศึกษาในอาจารย์ใหญ่



นายวีรศักดิ์ สิงหนัดกิจ

ศูนย์วิทยทรัพยากร

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)

บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2552

THE BIOMECHANICAL STUDY OF A NEW INTERSPINOUS DISTRACTIVE DEVICE

(CADAVERIC STUDY)

MR. WEERASAK SINGHATANADGIGE



ศูนย์วิทยุทรัพยากร
A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering

(Interdisciplinary Program)

Graduate School

Chulalongkorn University

Academic Year 2009

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้นโดยเป็นการศึกษาในอาจารย์ใหญ่

โดย

นาย วีรศักดิ์ สิงหนัดกิจ

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวเวช

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

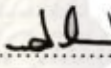
อาจารย์ นายแพทย์ ณพชาติ ลิมปพยอม

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

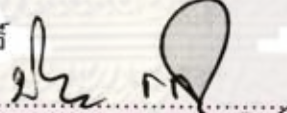
ศาสตราจารย์ นายแพทย์ พิบูลย์ อธิระระวิวงศ์

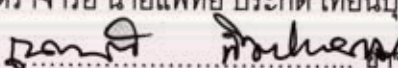
อาจารย์ ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ


บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

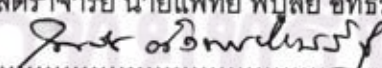

..... คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.พรพจน์ เปี่ยมสมบุญ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์


..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ ประกิต เทียนบุญ)


..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(อาจารย์ นายแพทย์ ณพชาติ ลิมปพยอม)


..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ศาสตราจารย์ นายแพทย์ พิบูลย์ อธิระระวิวงศ์)


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


..... กรรมการ
(อาจารย์ ดร. ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี)


..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ วิโรจน์ กวินวงศ์โกวิท)

วีรศักดิ์ สิงหนัดกิจ : การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive device ตัวใหม่ ที่คิดค้นขึ้นโดยเป็นการศึกษา ในอาจารย์ใหญ่ (THE BIOMECHANICAL STUDY OF A NEW INTERSPINOUS DISTRACTIVE DEVICE (CADAVERIC STUDY)

อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก : อ.นพ. ณพชาติ ลิ้มปะทยอม, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม : ศ.นพ. พิบูลย์ อธิธิระวิวงศ์ ,อ.ดร. ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ, 94 หน้า.

ที่มา : การรักษากระดูกสันหลังเสื่อมด้วยการผ่าตัดใส่ interspinous distractive device ถือเป็นเทคนิคใหม่ซึ่งผลทางชีวกลศาสตร์ของอุปกรณ์ชนิดนี้ควรจะควบคุมการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติของกระดูกสันหลังในระดับที่ใส่อุปกรณ์โดยไม่มีผลเพิ่มการเคลื่อนไหวในระดับข้างเคียงการศึกษานี้จึงมีจุดมุ่งหมายในการทดสอบคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของ modified U-shape interspinous distractive device ตัวใหม่

จุดประสงค์ : เพื่อทดสอบผลทางชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive device ตัวใหม่ ที่คิดค้นขึ้นในแง่ของการก้ม,เงยและเอียงของกระดูกสันหลังระดับเอวในภาวะไม่มั่นคงของกระดูกสันหลัง

รูปแบบการศึกษา : การศึกษาเชิงทดลอง

ประชากรตัวอย่าง : กระดูกสันหลังระดับเอวของศพ(อาจารย์ใหญ่)จำนวน 6ราย

วิธีวิจัย : การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของกระดูกสันหลังระดับเอวระดับที่ 1-5 การทดลองจะมีการใส่ modified U-shape interspinous distractive device ที่ระหว่างกระดูกสันหลังระดับ L3-4 หลังจากนั้นจะวัดมุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในระดับที่ใส่อุปกรณ์และในระดับข้างเคียงทดสอบกระดูกสันหลังระดับเอวในท่าก้ม เหยย และเอียงข้าง โดยการใส่มุมกด 10 องศาในแต่ละแนว ทำการศึกษาภายใต้สภาวะต่างๆต่อไปนี้ตามลำดับ 1) กระดูกสันหลังปกติ 2) กระดูกสันหลังที่ไม่มั่นคงในระดับ L3-4 3) #2 ร่วมกับใส่อุปกรณ์ 4) #2 ร่วมกับเชื่อมกระดูก วัดมุมการเคลื่อนไหวและการเลื่อนในระดับที่ศึกษาและระดับข้างเคียงนำข้อมูลมาวิเคราะห์ความแตกต่างด้วย T-Test

ผลการศึกษา : การทำการตัด facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูกก่อให้เกิดการเพิ่มขึ้นของมุมรวมก้ม ,เงย และเอียง การใส่ modified U-shape Interspinous distractive device ชนิดใหม่ระดับ L3-4 สามารถลด หลังทำการตัดfacet jointและตัดหมอนรองกระดูกทั้งในแนว ก้ม ,เงย และเอียง ได้ อย่างมีนัยสำคัญ โดยไม่มีผลทำให้มีการเพิ่มขึ้นของมุมการเคลื่อนไหวต่างๆ ในกระดูกสันหลังระดับข้างเคียง(L2-3, L4-5)

สรุป : Interspinous distractive device ชนิดใหม่ มีประสิทธิภาพในการเพิ่มความมั่นคงให้กับกระดูกสันหลังที่มีภาวะไม่มั่นคงทั้งในแนวก้ม,เงยและเอียง

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช ลายมือชื่อนิสิต *วิไลรัตน์ ลือทนต์ กิ่ง*

ปีการศึกษา2552..... ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก *Danai Limpanyom*

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม *P.S.*

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม *Pibulwit Athithirawong*

##5187275120 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING

KEYWORDS : BIOMECHANICAL STUDY OF INTERSPINOUS DISTRACTIVE DEVICE

WEERASAK SINGHATANADGIGE : THE BIOMECHANICAL STUDY OF A NEW INTERSPINOUS DISTRACTIVE DEVICE(CADAVERIC STUDY)

THESIS ADVISOR : NOPACHART LIMPHAYOM,M.D.,THESIS CO-ADVISOR : PROF PIBUL ITIRAVIVONG,M.D.,PAIRAT TANGPORNPRASERT,Ph.D., 91pp.

BACKGROUND CONTEXT: Lumbar fusion has been associated with inconsistent clinical outcomes and adjacent segment degeneration . Interspinous distractive device have been developed to stabilize painful diseased lumbar motion segments while avoiding fusion. The new interspinous distractive device was developed and tested biomechanically

PURPOSE: We analyzed the effects of the new interspinous distractive device on the biomechanical response of the lumbar spine in flexion-extension, lateral bending, after facetectomy and discectomy; the clinical situations in which its use might be considered

STUDY DESIGN/SETTING: experimental study.

METHODS: A biomechanical experimental study was performed using whole lumbar spine specimens (L1–L5). Surgical interventions were simulated at the L3–L4 level, and motions were measured at the operated and adjacent segments.The lumbar spines were subjected to load in flexion-extension (10 degree), lateral bending (10 degree).The specimens were tested under the following conditions: 1) intact; 2) after unilateral facetectomy and discectomy at L3–L4; and 3) #2 with Interspinous device. 4) #2 with fusion L3-4. The angular motion values at the operated and adjacent segments were analyzed

RERULT: Unilateral facetectomy and discectomy increased L3–L4 angular motion (Flexion,extension and bending) . Insertion of the interspinous device in L3-4 unstable specimen restored the increase all angular motion (flexion 5.50 to 2.16 degree , Extesion 4.25 to 1.41 degree , Flexion-Extension range 9.75 to 3.58 degree , bending 3.75 to 2.66 degree) without the effect of increase motion of adjacent Level (L2-3, L4-5)

CONCLUSIONS: The interspinous device is effective in stabilizing the unstable segment, reducing the increased segmental flexion-extension and bending motions observed after Unilateral facetectomy and discectomy

Field of Study : ...Biomedical engineering.....

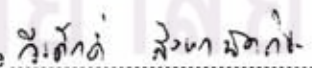
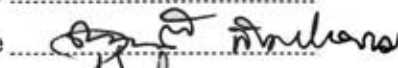
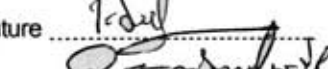

Academic Year : 2009.....

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

Signature of student: 
Signature of Advisor: 
Signature of Co-Advisor: 
Signature of Co-Advisor: 

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอกราบขอบน้อมมุขาคุณมารดาบิดา และครูบาอาจารย์ทุกท่าน ผู้ประสิทธิ์
ประสาทวิชาความรู้ทั้งในอดีตและปัจจุบัน

ขอกราบขอบพระคุณศ.นพ. พิบูลย์ อธิวัระวิวงศ์ , อ.นพ. ณพชาติ ลิ้มปยะยอม อ.ดร.
ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ , อ.ดร. ชัญญุพันธ์ วิรุฬศรี ที่ได้ให้ความกรุณาช่วยเหลือและให้คำแนะนำที่
ดีเสมอมา



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ฎ
บทที่	
1 บทนำ	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	10
ขอบเขตของการวิจัย.....	10
ข้อตกลงเบื้องต้น.....	11
ข้อจำกัดของการวิจัย.....	11
คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย.....	11
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	12
วิธีดำเนินการวิจัย.....	13
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	15
แนวคิดและทฤษฎี.....	15
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	16
3 วิธีดำเนินการวิจัย	21
ประชากร.....	21
วิธีดำเนินการวิจัยและเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	22
การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	38
การวิเคราะห์ข้อมูล.....	44
4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	67
ผลการวิเคราะห์ข้อมูล.....	67
ผลเปรียบเทียบ.....	72
ผลการวิเคราะห์ปัจจัย.....	75

5	สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.....	84
	สรุปผลการวิจัย.....	84
	อภิปรายผลการวิจัย.....	87
	ข้อเสนอแนะ.....	89
	รายการอ้างอิง.....	90
	ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	94



ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1	ผลการวัดมุมระหว่างก้านหลักกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 1.....	39
2	ผลการวัดมุมระหว่างก้านหลักกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 2.....	39
3	ผลการวัดมุมระหว่างก้านหลักกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 3.....	40
4	ผลการวัดมุมระหว่างก้านหลักกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 4.....	40
5	ผลการวัดมุมระหว่างก้านหลักกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 5...	41
6	ผลการวัดมุมระหว่างก้านหลักกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 6...	41
7	ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของ คนใช้รายที่ 1.....	42
8	ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของ คนใช้รายที่ 2.....	42
9	ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของ คนใช้รายที่ 3.....	42
10	ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของ คนใช้รายที่ 4.....	43
11	ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของ คนใช้รายที่ 5.....	43
12	ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของ คนใช้รายที่ 6.....	43
13	แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 1	45
14	แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 2	45
15	แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 3	46
16	แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 4	46
17	แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 5	47
18	แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนใช้รายที่ 6	47
19	แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension) และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของ คนใช้รายที่ 1	48
20	แสดง Flexion-extension range ของคนใช้รายที่ 1.....	50

21	แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของ คนใช้รายที่ 2.....	51
22	แสดง Flexion-extension difference ของคนใช้รายที่ 2.....	53
23	แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของ คนใช้รายที่ 3.....	54
24	แสดง Flexion-extension range ของคนใช้รายที่ 3.....	56
25	แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของ คนใช้รายที่ 4.....	57
26	แสดง Flexion-extension difference ของคนใช้รายที่ 4.....	59
27	แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของ คนใช้รายที่ 5.....	60
28	แสดง Flexion-extension range ของคนใช้รายที่ 5.....	62
29	แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของ คนใช้รายที่ 6.....	63
30	แสดง Flexion-extension range ของคนใช้รายที่ 6.....	65
31	แสดงค่าเฉลี่ยมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียง ข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อใน ภาวะต่างๆ.....	67
32	แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(Standarddeviation)ของมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ ก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง(Bending)เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral)ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ.....	68
33	แสดงMean flexion-extension range ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะ ต่างๆ.....	68
34	แสดง stand deviation ของ flexion-extension range ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อ ในภาวะต่างๆ.....	68
35	แสดงผลค่า T-Test ของมุมการก้ม (flexion) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3 , L3-4, L4-5	73

36	แสดงผลค่า T-Test ของมุมการงย (Extension) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3, L3-4, L4-5.....	73
37	แสดงผลค่า T-Test ของมุมการเอียง (Bending) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3, L3-4, L4-5.....	73
38	แสดงผลค่า T-Test ของมุมรวมการก้มเงย (flexion-extension range) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3 , L3-4, L4-5.....	74
39	แสดงผลค่า T-Test ของการเคลื่อน(translation) L3-4 เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ.....	74



ศูนย์วิทยทรัพยากร จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญภาพ

ภาพ ที่		หน้า
1	Modified U-shape interspinous distractive device.....	9
2	กระดูกสันหลังจากอาจารย์ใหญ่ (human cadaver lumbar spine specimen (L ₁ -L ₅)	22
3	ภาพถ่ายรังสีและติด marker วัด translation ที่กระดูกสันหลังระดับ L3-4.....	23
4	การยึด L ₁ ติดกับแผ่นเหล็กบน และ L ₅ ติดกับแผ่นเหล็กล่าง.....	24
5	การเสริมความแข็งแรงแผ่นยึดกระดูกด้วยการใส่ screw.....	24
6	การติดก้านเหล็กวัดมุมในแนว coronal.....	25
7	การติดก้านเหล็กวัดมุมในแนว sagital.....	25
8	รูปหลังจากการติดก้านเหล็กวัดมุมทั้งในแนว coronal และ sagital.....	25
9	การประกอบ specimen กับแท่นทดลองโดยในขั้นตอนแรกจะมีการติดกับแท่นทดลอง ด้านล่าง.....	26
10	apply axial load 700 N. ซึ่งเป็น physiologic load.....	26
11	รูปอุปกรณ์วัดมุม.....	27
12	วิธีการวัดมุม.....	27
13	การกดในการทดลองทำตรง (Neutral).....	28
14	การทดลองโดยใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศาเพื่อให้เกิดการก้ม (Flexion) ของกระดูกสัน หลัง.....	29
15	การทดลองโดยใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศาเพื่อให้เกิดการงอของกระดูกสัน หลัง.....	29
16	การทดลองโดยใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศาเพื่อให้เกิดการเอียงข้างของกระดูกสัน หลัง.....	30
17	กระดูกสันหลังปกติ (Intact spine).....	30
18	ภาพภายหลังการตัดข้อ facet joint ที่ระดับ L3-L4.....	31
19	ภาพภายหลังใส่ Modified U-shape interspinous distractive device.....	31
20	ภาพภายหลังการเชื่อมกระดูกด้วย pedicle screw fixation ที่ระดับ L3-4.....	32
21	model แสดงแผ่นเหล็กยึดกระดูกด้านบนและล่าง.....	33
22	รูปแสดงแผ่นเหล็กยึดกระดูกด้านบนและล่าง.....	33
23	model แสดงแผ่นเหล็กสำหรับรองก้นน้ำหนัที่เอียงทำมุม (wedge).....	34
24	ภาพแสดงแผ่นเหล็กสำหรับรองก้นน้ำหนัที่เอียงทำมุม (wedge) 10 องศา.....	34
25	model ก้านวัดมุม.....	35

26	ภาพจริงก้านวัดมุม.....	35
27	Model Modified U-shape interspinous device.....	36
28	ภาพจริง Modified U-shape interspinous device	36
29	Titanium wire 2 mm.....	36
30	Hydraulic loading machine.....	37
31	อุปกรณ์วัดมุม.....	37
32	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion) เมื่อเทียบกับ ขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1.....	48
33	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย(Extension) เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1.....	49
34	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เอียงข้างเมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1.....	49
35	แผนภูมิแสดง Flexion-extension difference ของคนไข้รายที่ 1.....	50
36	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion)เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2.....	51
37	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเงย(Extension) เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2.....	52
38	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2.....	52
39	แผนภูมิแสดง Flexion-extension difference ของคนไข้รายที่ 2.....	53
40	แผนภูมิแสดงมุม (motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion)เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 3.....	55
41	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย(Extension) เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 3.....	55
42	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง(Bending)เมื่อเทียบกับ ขณะตัวยืดตรง(Neutral)ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่3.....	56
43	แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 3.....	57
44	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion), เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 4.....	58
45	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย(Extension) เมื่อเทียบกับขณะตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 4.....	58

46	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่4.....	59
47	Flexion-extension range.....	60
48	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่ 5.....	61
49	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย(Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่ 5.....	61
50	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral)ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่ 5.....	62
51	แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนใช้รายที่ 5.....	63
52	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่ 6.....	64
53	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย(Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่ 6.....	64
54	แผนภูมิแสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนใช้รายที่ 6.....	65
55	แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนใช้รายที่ 6.....	66
56	แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยมุม (Motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ.....	69
57	แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยมุม (Motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ.....	69
58	แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงตัว(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ.....	70

59	แผนภูมิแสดง Mean flexion-extension range ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อใน ใน ภาวะ ต่าง ๆ.....	70
60	แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยการเลื่อน(Translation) ของกระดูกสันหลังระดับ L3-4.....	71



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ภาวะความเสื่อมของกระดูกสันหลังส่วนล่าง (Lumbar spine degeneration) อาจมีอาการและอาการแสดงแบ่งได้เป็น 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือกลุ่มที่มีอาการบริเวณขาเป็นหลัก (leg pain) กับกลุ่มที่มีอาการของการปวดบริเวณหลังส่วนล่าง (lower back pain) เป็นหลักซึ่งทั้ง 2 กลุ่ม มี กลไกการเกิดโรค (Pathophysiology) และ กลไกการเกิดอาการ (mechanism of symptoms) แตกต่างกัน

1. อาการปวดบริเวณขา (*Leg pain*) อาจจะมา present ด้วย neurologic claudication verbiet⁽¹⁾ เป็นผู้กล่าวถึงครั้งแรก เป็นอาการแสดงโดยปวดตึงบริเวณขาน่อง มักเป็น 2 ข้างอาการจะเป็นมากขึ้น ในขณะที่นั่งหรือเดิน รวมถึง position ที่ lumbar spine extension ในขณะที่ทำ lumbar spine flexion อาการจะดีขึ้นหรือหายไป ในบางรายจะมี sensory loss หรือ motor deficit ร่วมด้วยนอกจากนี้ยังอาจมีอาการ radicular pain มีลักษณะปวดตาม distribution ของ nerve root มีพยาธิสภาพ (pathology) จากการกดเบียดเส้นประสาท (nerve root compression) นั้น แม้ว่ามีทฤษฎีต่างเพื่อพยายามอธิบายอาการต่างๆ เหล่านี้แต่กลไกการเกิดอาการ (mechanism of symptom) ที่ชัดเจนก็ยังไม่สามารถบอกได้โดยเชื่อกันว่าพยาธิสภาพ (pathology) เริ่มจาก pathologic degenerative change ที่ intervertebral disc ทำให้ loss of disc height ทำให้เกิดภาวะความไม่มั่นคงของกระดูกสันหลัง (instability) ต่อมาเกิดการเสื่อมบริเวณข้อด้านหลัง ตามมา (facet hypertrophy) ⁽²⁾ เกิด hypertrophy และ bulging ของ ligamentum flavum ทำให้มีการลดลงของขนาด thecal sac ในบริเวณ cauda equina (ลด space available for cord) มีการศึกษายืนยันการเพิ่มขึ้นของ Cross-sectional area ในท่าก้มหลัง (flexion) ^(3,4) อย่างไรก็ตาม Hernu et al.^(5,6) รายงาน

การวิจัยของเขาสรุปได้ว่าการเห็นการตีบแคบของช่องกระดูกสันหลังที่เห็นจากภาพถ่ายรังสี (radiologic stenosis) กับอาการแสดงนั้นไม่ได้มีความสัมพันธ์ตามกันเสมอไป

2. อาการปวดบริเวณหลัง (Chronic axial back pain) โดยปกติ chronic axial back pain จากภาวะกระดูกสันหลังเสื่อม (lumbar degeneration) ที่ aggravated โดย activity of diary living เรียกอีกอย่างหนึ่งว่า “mechanical back pain” มีหลายทฤษฎีพยายามอธิบาย mechanical back pain โดยเชื่อกันว่ากลไกหลักเกิดจากการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติ (abnormal movement) หรือการมรแรงกระทำต่อกระดูกสันหลังที่มากผิดปกติ (abnormal load) ที่มีผลมาจากการเสื่อมของหมอนรองกระดูกสันหลัง (disc degeneration) และการเสื่อมของข้อด้านหลังกระดูกสันหลัง (facet degeneration) โดยกลไกของอาการปวดในกลุ่มนี้มีทฤษฎีพอสรุปได้ดังนี้

- spinal instability คำว่า “instability” หมายถึงภาวะที่มีการเคลื่อนไหวผิดปกติ (abnormal motion) ภายใต้แรงกระทำปกติในชีวิตประจำวัน (physiologic load) หลายการศึกษาพบความสัมพันธ์ของอาการปวดหลัง (low back pain) กับการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังที่ผิดปกติ (abnormal movement)^(7,8) อย่างไรก็ตามการศึกษาต่างๆ ยังไม่สามารถสรุปความสัมพันธ์ชัดเจนระหว่างภาวะ low back pain กับการมี abnormal movement⁽⁹⁾ อีกทั้งภาวะ การเสื่อมของหมอนรองกระดูกสันหลัง (disc degeneration) ที่พบบ่อยในคนไข้ที่มีอาการปวดหลัง จะมีผลลดการเคลื่อนไหว (movement) ของกระดูกสันหลังเป็นหลักยกเว้นใน early stage เท่านั้นไม่ได้เพิ่มการ movement ดังความหมายของ instability

- Load transmission ในภาวะปกติ load transmission ผ่าน spinal motion segment จะไม่ก่อให้เกิดการเจ็บปวดโดย load ที่ผ่าน motion segment จะแตกต่างกันตามแต่ท่า (posture) และกิจกรรม (activity)⁽¹⁰⁾

หมอนรองกระดูกสันหลัง (Intervertebral disc) เป็น isotropic structure ประกอบด้วย nucleus pulposus ด้านใน ล้อมรอบโดย annulus fibrosus โดยรอบ nucleus pulposus มีลักษณะเป็น gelatin เหลวกระจายตัวสม่ำเสมอเหมือนน้ำที่อยู่ในถุงโดยทำหน้าที่

รับแรงกระทำ (load) และกระจายแรงกระทำ load อย่างสม่ำเสมอไปยัง end plate บนล่างและ annulus fibrosus โดยรอบ ดังการศึกษาของ McNally et.al โดยใช้ stress profilometry ศึกษาใน normal cadaver lumbar disc ใน normal disc ลักษณะของ compressive stress ใน nucleus pulposus จะมีลักษณะสม่ำเสมอ (uniform, isometric distribution) โดย stress จะลดลงในบริเวณที่เป็น Peripheral annulus

ในกรณีที่มีการเสื่อมของหมอนรองกระดูกสันหลัง (disc degeneration) นั้นหมอนรองกระดูกจะเปลี่ยนคุณสมบัติจาก isotropic structure เป็น anisotropic structure พบว่า load ที่ผ่าน end plate ในตำแหน่งต่างๆ จะไม่เท่ากันก่อให้เกิดจุดที่รับแรงมากขึ้นผิดปกติ (high spot - loading) โดยเฉพาะในท่าทางบางท่า และเนื่องจากบริเวณ end plate และ annulus เป็นบริเวณที่มีเส้นประสาทรับความรู้สึกมาเลี้ยงจำนวนมาก ดังนั้น abnormal high spot - load จึงน่าจะเป็นของสาเหตุของ back pain ใน degenerative disc disease ได้

มีการศึกษาพบว่า Degenerative disc มีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของ endplate มีการ apoptosis ของ cell บริเวณ end plate (11) รวมถึงการเปลี่ยนแปลงของ subchondral cartilaginous endplate ส่วนบริเวณ annulus พบลักษณะ inward folding ของ annulus (12)

Chronic low back pain อันเป็นผลจากการเสื่อม (degeneration) ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง (lumbar spine) เป็นภาวะที่พบได้บ่อย และเป็นปัญหาสำคัญอย่างหนึ่งซึ่งเป็นเหตุให้คนไข้มาพบแพทย์ การรักษามีตั้งแต่การรักษาโดยไม่ผ่าตัด (non-surgical treatment) เช่น การรักษาโดยการกินยา, Physical therapy, Brace, Epidural Steroid injection เป็นต้นจนถึงการรักษาด้วยการผ่าตัด

การรักษาด้วยการผ่าตัดที่เป็นการรักษาหลักในปัจจุบันได้แก่การผ่าตัดเชื่อมกระดูกสันหลัง (Spinal fusion) ซึ่งถ้าเปรียบเทียบกับ การผ่าตัดเชื่อมข้อบริเวณอื่นๆ เช่น hip หรือ knee rathrodesis แล้ว การผ่าตัดเชื่อมกระดูกสันหลัง (spinal fusion) โดยเฉพาะ short level fusion

(one or two segment) มีผลต่อ overall trunk movement และ gait abnormality น้อยกว่า hip หรือ knee fusion มาก

Spinal fusion and low back pain

ดังที่กล่าวแล้วข้างต้น spinal fusion เป็นการรักษาลึกของ chronic lumbar pain จาก lumbar degeneration โดยเฉพาะถ้า instability หรือ abnormal movement เป็นสาเหตุหลักของอาการ pain อย่างไรก็ตามแม้มีการใช้ pedicle instrumentation ตั้งแต่ 1980s และ cage device ตั้งแต่ 1990s ทำให้ fusion rate มากกว่า 98-100 % แต่ clinical success rate กลับไม่ได้เพิ่มขึ้นในสัดส่วนเดียวกัน (13) จาก Cochrane database review ของ prospective randomized controlled trials ไม่พบว่ามี significant improvement ของการดำเนินโรคด้วยวิธีของ spinal fusion (14)

ดังนั้นจึงยังมีคำถามเสมอถึงการที่ fusion เป็น standard surgical treatment ของ back pain การศึกษาส่วนใหญ่พบว่า fusion มี good to excellent clinical result 50-70% ในขณะที่ประมาณ 30% ไม่สามารถแก้ไขอาการปวดหลังได้ (15,16,17,18) และไม่พบความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญระหว่างความสำเร็จในการ fusion กับความสำเร็จในทาง clinic

การพัฒนาเทคนิคในการทำ Spinal ทำให้ในปัจจุบันความสำเร็จของการทำ spinal fusion นั้นถือได้ว่าเกือบ 100% อย่างไรก็ตามความสำเร็จถ้าประเมินในด้านผลการรักษา (Clinical outcome) เช่นอาการปวดนั้นไม่ได้มีผลดีเทียบเท่ากับความสำเร็จของการเชื่อมกระดูก (Successful fusion rate) ดังนั้นการที่เราสามารถเชื่อมกระดูกได้สำเร็จไม่ได้การันตีการหาย (clinical outcome) ของคนไข้เสมอไป

ปัญหาที่สำคัญอีกอย่างหนึ่งของการทำการผ่าตัดเชื่อมข้อกระดูกสันหลัง (Spinal fusion) คือการเสื่อมของข้อกระดูกสันหลังที่อยู่ในตำแหน่งติดกับบริเวณที่ทำการเชื่อมข้อ ซึ่งเป็นตำแหน่งที่จะมีการเคลื่อนไหว (motion) เพิ่มขึ้น เพื่อชดเชยกับตำแหน่งข้างเคียงที่ถูกเชื่อม

จำกัดการเคลื่อนไหวไปแล้ว อีกทั้งตำแหน่งดังกล่าวเป็นจุดต่อจากบริเวณที่ไม่เคลื่อนที่ (non mobile segment) กับตำแหน่งที่มีการเคลื่อนที่ได้ (mobile segment) การเสื่อมในลักษณะนี้ เราเรียกว่า adjacent segment degeneration นอกจากนี้การทำ long segment fusion ยังมีผลทำให้จำกัดการก้มเงยของหลัง (limit back motion)

จากปัญหาดังกล่าวข้างต้น ทั้งคำถามที่มีต่อผลการรักษา (clinical outcome) ที่แท้จริง แม้ว่าจะมีความสำเร็จในการเชื่อมข้อ (successful fusion) และผลเสียในเรื่องการเคลื่อนไหว ที่มากขึ้นในระดับข้างเคียงจนทำให้เกิดการเสื่อมของกระดูกสันหลังระดับข้างเคียงที่เร็วผิดปกติ (Adjacent segment disease) ทำให้มีความพยายามพัฒนาวิธีการผ่าตัดเพื่อทำให้กระดูกสันหลังมั่นคงขึ้นโดยไม่ได้มีจุดมุ่งหมายที่จะเชื่อมข้อไม่ให้มีการเคลื่อนไหวโดยสิ้นเชิง (stabilized lumbar spine without fusion) โดยเฉพาะในกลุ่มคนไข้อายุน้อยที่มีความเสื่อมของหมอนรองกระดูกในหลายๆระดับ (multisegment disc degeneration) ซึ่งในคนไข้กลุ่มนี้ adjacent segment disease มีโอกาสเกิดขึ้นได้มากถ้ารักษาโดยการเชื่อมกระดูก (fusion)

การรักษาโดยการผ่าตัดเพื่อทำให้กระดูกสันหลังมั่นคงขึ้นโดยไม่ได้มีจุดมุ่งหมายที่จะเชื่อมข้อไม่ให้มีการเคลื่อนไหวโดยสิ้นเชิง (Stabilized lumbar spine without fusion) อาจแบ่งได้เป็น

- การผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูกสันหลังเทียม (The prosthetic replacement of the disc) โดยจากความสำเร็จของการผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูกสะโพกเทียม (total hip arthroplasty) และการผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูกเข่าเทียม (total knee arthroplasty) ซึ่งใช้รักษาภาวะความเสื่อมของข้อสะโพกและข้อเข่าทำให้มีความพยายามในการ design และใช้ disc prosthesis หลายชนิด เพื่อใช้ในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูกสันหลังเทียม ในช่วง 10 ปีหลังมานี้ อย่างไรก็ตามผลสำเร็จ (clinical success rate) ยังไม่ดีเท่ากับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูกสะโพกเทียม (total hip arthroplasty) หรือการผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูกเข่าเทียม (total knee arthroplasty) รวมถึงยังไม่

สามารถเทียบเท่า result ของการผ่าตัดที่เป็นวิธีหลัก (Conventional) ในปัจจุบันอย่าง spinal fusion ได้

- Dynamic stabilization อาจเรียกว่า “soft” “flexible” stabilization มีผู้ให้ความหมายของ dynamic stabilization ว่า “System that would alter favorably the movement and load transmission of a spinal motion segment” กล่าวอีกนัยหนึ่งคือ dynamic stabilization system จะทำหน้าที่ในการจำกัดการเคลื่อนไหว (motion) ในแนวที่จะทำให้เกิดการปวดหลัง (Back pain) ในขณะที่ยัง preserve การเคลื่อนไหว (motion) ของ segment นั้นๆ อยู่ในระดับหนึ่งเพื่อให้คงไว้ซึ่ง motion ของหลังทั้งหมด (lumbar spine full ranges of motion) อีกทั้งไม่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ผิดปกติในระดับข้างเคียง

Dynamic stabilization device ที่มีในปัจจุบัน อาจแบ่งได้เป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ คือ

1. Interspinous distractive device
2. Interspinous ligament device
3. Ligament across pedicle screw
4. Semi rigid metallic device across the pedicle screw

โดย design ต่างๆ นั้นมีหลักการทางชีวกลศาสตร์ (biomechanical principle) ที่แตกต่างกัน เพื่อให้ได้มาซึ่งกระดูกสันหลังที่มั่นคง (stabilized spine segment) ในขณะที่คงไว้ซึ่ง การเคลื่อนไหว (motion) ใน segment นั้นๆ โดย design ของ dynamic stabilization device ต่างๆ เหล่านี้ก่อนจะถูกนำมาใช้จะต้องผ่านการศึกษาหลายขั้นตอน ทั้งการศึกษาดัวยวิธีของ Finite element method รวมถึงการศึกษาประสิทธิภาพในศพ (cadaveric model) ว่า device เหล่านี้ที่มีการคิดค้นใหม่ มีคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ (biomechanical property) ใน cadaveric model อย่างไร มีข้อดี , ข้อเสีย อย่างไรเมื่อเทียบกับกระดูกสันหลังปกติ (normal spine) หรือกระดูกสันหลังที่ถูกเชื่อม (fused spine)

Principle of dynamic stabilization

Dynamic stabilization มีผู้ให้นิยามไว้ว่าเป็น “System that would alter favorably the movement and load transmission of a spinal motion segment without the intention of fusion of the segment” ดังกล่าวแล้วข้างต้นถึงทฤษฎี mechanism of axial low back pain ที่สำคัญ 2 อย่างคือการเคลื่อนไหวผิดปกติ (abnormal motion) กับแรงกระทำต่อกระดูกผิดปกติ (abnormal load) ดังนั้นหลักการของ dynamic stabilized system ในการควบคุม movement และ load จึงน่าจะลดการปวดหลัง (Back pain) และการเสื่อมของกระดูกสันหลังระดับข้างเคียง (adjacent segment degeneration) ได้ในขณะเดียวกันเมื่อมี normal motion และ load หมอนรองกระดูกสันหลัง (intervertebral disc) ที่ยังมีการเสื่อมไม่มากจนเกินไป มีโอกาสที่จะซ่อมแซมตัวเองได้

Dynamic stabilization device สามารถแบ่งได้ เป็น 4 กลุ่มหลักๆ คือ

1. Inter – spinous distractive device
 2. Interspinous ligament device
 3. Ligament across pedicle screw
 4. Semirigid methalic device across pedicle screw
- ซึ่งมีรายละเอียดของ biomechanical principle ที่แตกต่างกันแต่หลักการใหญ่เหมือนกัน คือ central normal movement และ physiologic load ในที่นี้จะกล่าวถึง biomechanical principle ของ interspinous distractive device ซึ่ง device ที่จะทำการศึกษาในงานวิจัยนี้จัดอยู่ในกลุ่มนี้

Biomechanical principle of interspinous distractive device

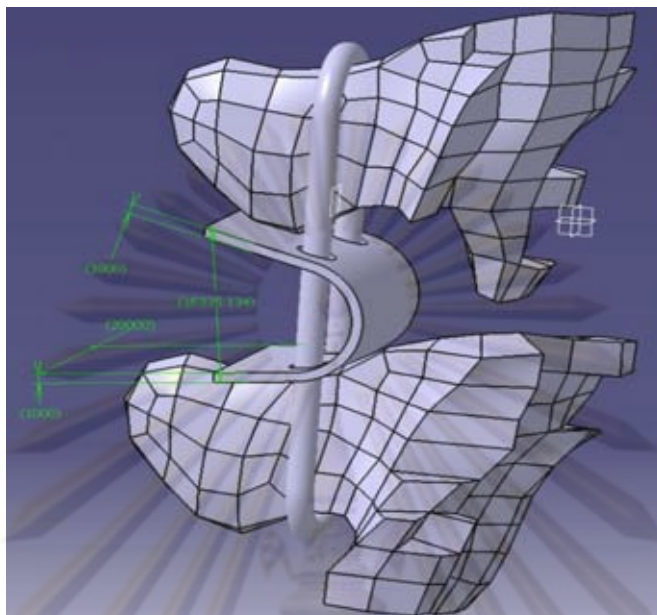
โดยทั่วไป Device ชนิดนี้จะมีลักษณะเป็น free – floating device ทำหน้าที่เป็น spacer ระหว่าง spinous process ใน motion segment มีอาการมีหลักการทาง biomechanical คือ

- Limit extension (19) โดยไม่ limit flexion, axial rotation และ lateral bending การ limit extension ช่วยลด thecal sac impingement จากการย่นลงของ ligamentum flavum ดังกล่าวแล้วข้างต้น

- Share load of disc and facet โดยทำหน้าที่เป็น “shock absorber” ของ load ที่กระทำต่อ facet และ posterior arch อีกทั้งช่วย share load ต่อ disc ทั้งในท่า flexion และ extension พบว่าใน disc ปกติ disc pressure จะเพิ่มขึ้นทั้งขณะ flexion และ extension โดยจะต่ำสุดในช่วง early extension⁽²⁰⁾ interspinous distractive device จะช่วย share load 30% ใน flexion phase ในขณะที่ในท่า extension เนื่องจาก device นี้วางตัวอยู่ระหว่าง spinous process ซึ่งอยู่ posterior สุดของ vertebral arch จึงทำให้ Instantaneous axis of rotation (IAR) ในขณะ extension เคลื่อนไปอยู่หลังต่อ disc ดังนั้นยิ่ง extension มากขึ้นก็จะยิ่งเป็นการ distraction intervertebral disc ยังผลให้ disc pressure ลดลงเรื่อยๆ ในท่า extension ในขณะเดียวกันก็จะเพิ่ม load sharing ของ device ขึ้นเรื่อย อย่างไรก็ตามสิ่งเหล่านี้อาจทำให้เกิด Fatigue failure ของ implant หรือ failure ของ implant bone junction ได้

- No mechanical effect on adjacent level มีการศึกษาพบว่า device ชนิดนี้ไม่มีผลต่อ intradiscal pressure และ motion ของ level ข้างเคียง⁽²¹⁾ อีกการศึกษาหนึ่งพบว่าเมื่อเปรียบเทียบกับ non-implanted spin ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญของขนาด neural foramen และ facet pressure ของ spine ใน level ข้างเคียงแต่อย่างใด (22)

ในปัจจุบันมี interspinous distractive device หลายชนิดก็ได้มีการออกแบบคิดค้นขึ้นผ่านกระบวนการศึกษาทั้งจาก Finite element และศึกษาจากศพ (cadaveric study) รวมถึงการนำมาใช้ประโยชน์จริงในมนุษย์ อย่างไรก็ตามเนื่องจากเป็นอุปกรณ์ชนิดใหม่ที่เพิ่งมีการนำมาใช้แพร่หลายขึ้นอีกทั้งยังไม่มีการผลิตขึ้นใช้เองในประเทศราคาค่าอุปกรณ์ชนิดนี้จึงค่อนข้างแพง ทำให้มีปัญหาในการนำมาใช้ประโยชน์ในประชากรในวงกว้าง



รูปที่ 1 Modified U-shape interspinous distractive device

ดังนั้นทางคณะแพทยศาสตร์ร่วมกับคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จึงได้มีการคิดค้น interspinous distractive device ชนิดใหม่ขึ้นโดยการออกแบบคำนึงถึง คุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive device ดังได้กล่าวมาแล้วข้างต้น การออกแบบได้ผ่านการศึกษาด้าน finite element และปรับปรุงจนได้คุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ที่ต้องการ

โดยการศึกษาของ นพ. ศรัณย์ และคณะ ออกแบบ Modified U-shape interspinous device ดังภาพซึ่งมีความหนา 1mm คำนวณโดย finite element ได้ค่า stiffness 4.05 Nm/degree

ในขั้นตอนต่อไปจะเป็นการนำ interspinous distractive device ชนิดใหม่นี้มา ทำการศึกษาในอาจารย์ใหญ่ (cadaver) เพื่อศึกษาถึงคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ที่สำคัญต่างๆ ดังจะได้กล่าวถึงต่อไป

ในการวิจัยนี้จะเป็นการทดลองใน Cadaver เพื่อทดสอบคุณสมบัติ รวมถึง biomechanical profile ต่างๆของทั้ง spinal motion Segment ที่มีการใช้ interspinous distractive device ชนิดใหม่ รวมถึง segment ข้างเคียงเมื่อเทียบกับ Cadaveric model ที่ไม่ได้ใส่ device ชนิดนี้ Cadaveric model ที่ถูกทำให้ไม่มั่นคง(Unstable) รวมถึง Cadaveric model ที่ได้รับการเชื่อมข้อ(Fusion)

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อทดสอบคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของ interspinous device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้นว่ามี biomechanical advantage ดังจุดมุ่งหมายของ device ชนิดนี้ดังกล่าวข้างต้นหรือไม่ด้วยวิธีการศึกษาทดลองใน cadaver โดยเฉพาะในด้านของพิสัยการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังทั้งในระดับที่ใส่ device ชนิดนี้รวมทั้งระดับข้างเคียง เมื่อเทียบกับ Cadaveric model ที่ไม่ได้ใส่ device ชนิดนี้ รวมถึง Cadaveric model ที่ได้รับการเชื่อมข้อ

ในการศึกษานี้ต้องการศึกษาว่า Modified U-shape interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้นนี้จะสามารถควบคุมการเคลื่อนไหว (Motion) และการเลื่อน (Translation) ของกระดูกสันหลังที่มีความไม่มั่นคง (Unstable) ได้หรือไม่ อีกทั้งต้องการศึกษาถึงผลของ interspinous device ชนิดนี้ต่อการเคลื่อนไหว (Motion) ของกระดูกสันหลังระดับข้างเคียงอีกด้วย

ขอบเขตของการวิจัย

จากที่กล่าวมาแล้วข้างต้นถึงชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive device ซึ่งโดยสรุปนั้นจะมีผลใน 2 ส่วนใหญ่ๆ คือเรื่องของ การควบคุมการเคลื่อนไหว (motion) และเรื่องของ การลดแรงกระทำที่มีต่อหมอนรองกระดูกและข้อกระดูกด้านหลัง (facet joint) ทั้งผลต่อกระดูกสันหลังในบริเวณที่ใส่ interspinous distractive device และกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียง อย่างไรก็ตามการศึกษานี้จะมีขอบเขตในการศึกษาวิจัยโดยเน้นศึกษาผลของการควบคุมการเคลื่อนไหว (motion) ของกระดูกสันหลังเป็นหลัก โดยทำการศึกษาทั้งในระดับที่มีการใส่ interspinous distractive device และในระดับที่อยู่ข้างเคียง

การศึกษานี้จะมีการเปรียบเทียบผลในด้านของการจำกัดความเคลื่อนไหวทั้งในระดับที่ใส่ interspinous distractive device และกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียงเปรียบเทียบผลจากการใส่ interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้นกับกระดูกสันหลังที่ไม่ได้ใส่ device ใดๆ อีกทั้งยังเปรียบเทียบกับ การเชื่อมข้อ (Fusion) โดยทำการศึกษาในอาจารย์ใหญ่(Cadaver)

ข้อตกลงเบื้องต้น

การศึกษานี้เป็นการศึกษาในอาจารย์ใหญ่ (Cadaver) ที่มีการเก็บรักษาด้วยน้ำยาเก็บศพที่ทำให้กระดูกสันหลังที่จะนำมาศึกษาคงไว้ซึ่งสภาพที่ใกล้เคียงกับกระดูกสันหลังจริงในมนุษย์ การศึกษามีการใช้แรงกดต่างๆจาก Hydrolic mechanical testing เพื่อให้ได้มาซึ่งสภาวะที่ใกล้เคียงกับกระดูกสันหลังที่อยู่ในร่างกายมนุษย์

ข้อจำกัดของการวิจัย

การศึกษาทำใน Cadaver แค่ 5 ท่าน ซึ่งไม่ทราบประวัติของภาวะกระดูกสันหลังส่วนล่างเสื่อมมาก่อนหรือไม่ อาจแตกต่างกับ target population ซึ่งในที่นี้คือผู้ป่วยที่มีภาวะ low back pain จาก degenerative lumbar disease

การศึกษานี้เป็นการศึกษาใน In vitro ซึ่งอาจได้ผลแตกต่างจาก in vivo โดยเฉพาะการที่ร่างกายมี muscle ต่างๆ ทำหน้าที่ร่วมด้วย

คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

Flexion = ก้ม

Extension = เงย

Flexion –extension range = มุมรวมก้มเงย

Bending	= เอียงข้างในการทดลองนี้ศึกษาการเอียงด้านขวาเท่านั้น
Motion	= การเคลื่อนไหวในแนวมุมของกระดูกสันหลังแต่ละข้อ
Translation	= การเคลื่อนในแนวหน้าหลังระหว่างกระดูกสันหลังข้อที่ติดกัน ซึ่งในการทดลองนี้วัดในระดับ L3-4 เท่านั้น
Intact spine	= spine cadaver ปกติที่ dissect จากอาจารย์ใหญ่คงไว้ซึ่ง ligament , facet joint capsules, disc และ Bony structure ยังมีได้ถูกทำให้เสียความมั่นคง
Unstable spine	= กระดูกสันหลังภายหลังการทำให้เกิดความไม่มั่นคง (unstable) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint ที่ระดับ L3-L4
Spine with device	= Unstable spine ภายหลังการใส่ interspinous distractive device ในระดับ L 3-4
Fusion spine	= Unstable spine ภายหลังการเชื่อมกระดูกด้วย (Pedicule screw Fixation)

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับในท้ายที่สุดซึ่งเป็นเป้าหมายหลักของการวิจัยนี้คาดว่าจะได้ข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ของได้ interspinous distractive device ตัวใหม่ที่มีการทดสอบทาง biomechanics ยืนยันผลดีและข้อได้เปรียบทาง mechanic ดังกล่าวข้างต้น เพื่อเป็นข้อมูลในการพัฒนาไปสู่การนำมาใช้จริงในอนาคต

ผลจากการศึกษาทั้งในด้านของผลเชิงบวกที่เป็นไปตามความคาดหวังของ interspinous distractive device นี้ และผลที่ต้องการการปรับปรุงแก้ไขจะถูกนำมาพัฒนา และ

ปรับปรุง design ของ interspinous distractive device นี้ให้มีความเหมาะสมที่สุดเพื่อเป้าหมายสูงสุดในการนำไปผลิตเป็นผลิตภัณฑ์ที่สามารถนำไปใช้ในคนไขั้กระดูกสันหลังเสื่อมได้จริง เพื่อให้ประชากรได้มีโอกาสได้รับการรักษาด้วย interspinous distractive device ได้อย่างทั่วถึงมากขึ้นตามความเหมาะสมในราคาค่าใช้จ่ายที่ถูกลง

วิธีดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง (Experimental study) โดยเป็นการศึกษาทดลองถึงชีวกลศาสตร์ของ interspinous distractive device เมื่อนำมาใส่ใน lumbar spinal cadaver ที่อยู่ในภาวะไม่มั่นคง (Instability) ซึ่งก่อให้เกิดได้จากการตัดหมอนรองกระดูก (Dissectomy) และตัดข้อ facet joint 1 ข้าง ทำการศึกษาการเคลื่อนไหว (Motion) และการเลื่อน (Translation) ที่เกิดขึ้นภายหลังใส่ Modified U-shape interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้นนี้แล้วทำการเปรียบเทียบกับกระดูกสันหลังปกติ, กระดูกสันหลังที่มีภาวะไม่มั่นคง (Instability) และกระดูกสันหลังที่ได้รับการรักษาด้วยการเชื่อมข้อ (Fusion)

ลำดับขั้นตอนในการเสนอผลการวิจัย

ขั้นตอนที่ 1 เสนอข้อมูลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในกระดูกสันหลังข้อต่างๆ ในสภาวะต่างๆ ของ cadaver แต่ละราย

ขั้นตอนที่ 2 เสนอข้อมูลการเลื่อน (Translation) ของกระดูกในระดับ L3 และ L4 ในขณะ Flexion และ Extension ของ cadaver แต่ละราย

ขั้นตอนที่ 3 เสนอข้อมูลการคำนวณความแตกต่างระหว่างมุมของก้านเหล็กแต่ละก้านที่ทำมุมกับแนวขนานพื้นโลก (Horizontal plane) ซึ่งก็คือมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในขณะนั้นๆ ที่ทดลอง

ขั้นตอนที่ 4 เสนอข้อมูลการคำนวณมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) , เหยย (Extension) และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่าง

กระดูกสันหลังแต่ละข้อ ใน condition ต่างๆ หลังจากนั้นนำมาข้อมูลที่เปลี่ยนแปลงมาแสดงเป็นแผนภูมิแท่ง

ขั้นตอนที่ 5 เสนอข้อมูลการคำนวณค่าเฉลี่ย(mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(Standard deviation) ของมุมการเคลื่อนไหว(motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion) , เหยย(Extension) และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อ ใน condition ต่างๆ หลังจากนั้นนำมาข้อมูลที่เปลี่ยนแปลงมาแสดงเป็นแผนภูมิแท่ง

ขั้นตอนที่ 6 เสนอข้อมูลการคำนวณค่าเฉลี่ย (mean) และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation) ของการเคลื่อนไหวระหว่าง L3 และ L4 ในขณะก้ม (Flexion) และเหยย (Extension) ใน condition ต่างๆ หลังจากนั้นนำมาข้อมูลที่เปลี่ยนแปลงมาแสดงเป็นแผนภูมิแท่ง

ขั้นตอนที่ 7 เสนอข้อมูลการคำนวณหาความแตกต่างทางสถิติ (Statistical Difference) ของค่าเฉลี่ย(mean) ของมุมการเคลื่อนไหว(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion) ,เหยย(Extension) และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อ ใน condition ต่างๆ

ขั้นตอนที่ 8 เสนอข้อมูลการคำนวณหาความแตกต่างทางสถิติ (Statistical Difference) ของค่าเฉลี่ย (mean) ของการเคลื่อนไหวระหว่าง L3 และ L4 ในขณะก้ม (Flexion) และเหยย (Extension) ใน condition ต่างๆ

ขั้นตอนที่ 9 เสนอการวิเคราะห์ข้อมูล, การสรุปผล และข้อแนะนำต่าง ๆ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แนวคิดและทฤษฎี

Spinal arthrodesis เป็นการรักษาล้างในคนไข้ที่มีอาการ low back pain จาก degenerative spine และ instability ของกระดูกสันหลังระดับเอว อย่างไรก็ตามการที่เราสามารถเชื่อมกระดูกได้สำเร็จไม่ได้การันตีการหาย (clinical outcome) ของคนไข้เสมอไป รวมถึงผลจากการเชื่อมกระดูกกับกระดูกสันหลังระดับข้างเคียงดังกล่าวแล้วข้างต้น (adjacent level degeneration)

Concept ของ dynamically stabilizing จึงถูกนำมาใช้在人คนไข้ที่มีอาการ low back pain จาก degenerative spine และ instability

หลักการของ Dynamically stabilizing device ชนิด interspinous distractive device ในส่วนของการควบคุมการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมของ unstable lumbar motion segment จะช่วยลดอาการปวดจากการเคลื่อนไหวมากผิดปกติ (Abnormal painful movement) ในขณะเดียวกันการที่ interspinous distractive device ยังคงไว้ซึ่งการเคลื่อนไหว (Motion) ในบางส่วนทำให้กระดูกสันหลังในระดับข้างเคียงไม่ต้องชดเชยการเคลื่อนไหวจนเกิดการเคลื่อนไหวที่มากขึ้นผิดปกติจนเกิดการเสื่อมของกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียงเร็วกว่าปกติ เหมือนการรักษาด้วยการเชื่อมข้อ

ในการศึกษาี้จึงมีจุดมุ่งหมายในการทดลองคุณสมบัติทางชีวกลศาสตร์ของการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device ในของกระดูกสันหลังในระดับเอวโดยต้องการตอบคำถามที่ว่า

1 Modified U-shape interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่คิดค้นขึ้นนี้จะสามารถควบคุมการเคลื่อนไหว (Motion) และการเลื่อน (Translation) ของกระดูกสันหลังที่มีความไม่มั่นคง (Unstable) ได้หรือไม่

2 interspinous device ชนิดนี้มีผลอย่างไรต่อการเคลื่อนไหว (Motion) ของกระดูกสันหลังระดับข้างเคียง

ในการศึกษาี้มีการทำให้กระดูกสันหลังระดับเอวเกิดความไม่มั่นคง (unstable) โดยการตัด facet joint 1 ข้างร่วมกับการตัดหมอนรองกระดูก (Discectomy) โดยการตัด facet joint 1

ข้างเท่ากับการทำลาย facet joint 50% (Facet joint มี 2 ข้าง) และเนื่องจากการศึกษาของ Abumi et al.⁽²³⁾ พบว่าศึกษา biomechanical testing ใน cadaver พบว่าการตัด facet joint มากกว่า 50 % ทำให้เกิดการเคลื่อนของ motion segment ที่มากจนเรียกได้ว่าไม่มั่นคง ดังนั้นในการศึกษานี้นอกจากการทำลาย facet joint 50 % แล้วยังร่วมกับการตัดหมอนรองกระดูกซึ่งเท่ากับการทำลาย anterior element ร่วมด้วยจึงถือว่าเป็นการทำให้เกิดความไม่มั่นคงของกระดูกสันหลัง

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

Minn et al⁽²⁴⁾ ได้ศึกษา silicone interspinous spacer (soft implant design) ศึกษา biomechanical testing ใน Cadaver โดย test ด้วย load 700 newtons ซึ่งเป็น normal physiologic load ในท่า flexion ต่างๆ กัน 4 มุม โดยวัด intradiscal pressure และ sagittal plane stiffness ขณะที่ใส่กับไม่ใส่ implant พบว่า interspinous device ชนิดนี้ สามารถลด intradiscal pressure และลด sagittal plane imbalance ได้จริงจากการทดลองใน cadaver

Chan Shih Shim et al⁽²⁵⁾ ศึกษา biomechanics ของ “Locker” interspinous device ศึกษาใน 5 Cadaver lumbar spine specimen ($L_1 - S_1$) โดย test ในลำดับดังนี้

1. Intact state
2. หลัง remove interspinous ligament $L_3 - L_4$
3. หลังใส่ Locker interspinous spacer
4. หลัง destabilized $L_3 - L_4$ motion segment
5. หลังใส่ Locker ใน destabilized spine

พบว่า ถ้าใส่ locker ใน intact spine จะมีผลลด ROM ของ segment ในแนว flexion กับ extension แต่ไม่มีผลกับ lateral bending และ rotation ในขณะที่ถ้าใส่ “Locker” ใน destabilized spine จะลด ROM ในทุก direction ยกเว้น axial rotation ส่วน ROM ใน adjacent segment พบว่าไม่มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญหลังใส่ “Locker”

interspinous device สรุปได้ว่า “Locker” Control motion ของทั้ง intact และ destabilized segment แต่ไม่มีผลต่อ motion ข้างเคียงที่เพิ่มขึ้นแต่อย่างใด ในขณะที่ intradiscal pressure ใน level ที่ได้ “Locker” ก็ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ส่วน pressure ใน lever ข้างเคียงก็ไม่ได้เพิ่มขึ้นแต่อย่างใด

Kai-Jow Tsai et al⁽²⁶⁾ ศึกษา interspinous stabilization spinal implant (coflex™ device) ในศพ (human cadaver) 8 ราย โดยศึกษาในกระดูกสันหลังในช่วงเอวระดับที่ 4-5 โดยทำการทดลองด้วย materials testing machine โดยใส่แรง compression, flexion/extension, lateral bending, and axial rotation ในกระดูกสันหลังที่นำมาทดลอง โดยในแต่ละ Cadaveric model จะทำการทดลองตามลำดับขั้นตอนดังนี้คือ

- 1) Intact
- 2) Partial destabilization (resection of all ligaments, ligamentum flavum, facet capsule, and bilateral resection of inferior facets)
- 3) Stabilization with coflex™ device
- 4) Complete destabilization with total laminectomy
- 5) Stabilization with pedicle screws and rods

ได้ผลสรุปว่า

- Motion segment ที่ทำการทดลองนั้นหลังจาก destabilization และใส่ coflex™ device พบว่าให้ผลในด้านของ flexion/extension or axial rotation ที่ไม่แตกต่างจาก Intact spine

- Motion segment หลังจากใส่ coflex™ implant (condition 3) สามารถลด motion ในแนว flexion/extension as เมื่อเปรียบเทียบกับ specimen ที่ partially destabilized (condition 2) หรือ completely destabilized (condition 4)

Motion segment หลังใส่ coflex™ implant (condition 3) สามารถลด axial rotation เปรียบเทียบกับ specimen ที่ partially destabilized (condition 2) หรือ completely destabilized (condition 4).

ดังนั้นจึงสรุปว่า coflex™ device สามารถให้ประโยชน์ทาง biomechanic ในการเป็น non-rigid fixation และสามารถแก้ไข partially destabilized specimen ให้กลับมามีคุณสมบัติทาง biomechanic ใกล้เคียงกับ intact condition ในแง่ของ motion ในแนว flexion/extension and axial rotation.

Tobias L. Schulte et al.⁽²⁷⁾ ทำการศึกษา experimental biomechanical study ถึงผลของ spinal decompression alone เมื่อเปรียบเทียบกับ spinal decompression alone conjunction with two semi-rigid stabilizing implants (Wallis, Dynesys) by range of motion (ROM) of lumbar spine segments. โดยทดลองใน 21 fresh-frozen human lumbar spine motion segments ทำการวัด Range of motion ในแนว flexion-extension (FE), lateral bending (LAT) and axial rotation (ROT)

โดยทำการศึกษาภายใต้ 4 conditions ได้แก่

- (1) With all stabilizing structures intact (PHY)
- (2) After bilateral undercutting decompression (UDC)
- (3) After additional implantation of Wallis (UDC-W)
- (4) After removal of Wallis and subsequent implantation of Dynesys_ (UDC-D)

ได้ผลสรุปว่า

- หลังจาก decompression พบ significant increase of ROM (26% FE, 6% LAT, 12% ROT
- หลังจากการใส่ semirigid device พบการลดลงของ ROM เปรียบเทียบกับภายหลัง decompression alone (66 and 75% in FE, 6 and 70% in LAT, and 5 and 22% in ROT) ใน semirigid device ชนิด Wallis และ Dynesys ตามลำดับ
- เมื่อเปรียบเทียบกับ intact status, instrumentation following decompression ลด ROM (58 and 68% in FE, 1 and 68% in LAT, -6 and 13% in ROT, 61 and 65% in extension and 54 and 70% in flexion) สำหรับ Wallis และ Dynesys ตามลำดับ.

ในการศึกษานี้สรุปไว้ว่าการใส่ Wallis and Dynesys devices ภายหลังจาก decompression

สามารถควบคุม ROM in all motion planes ที่ทำการศึกษาได้ นอกจากนี้ The Dynesys implant ยังสามารถควบคุม lateral bending ได้อีกด้วย อย่างไรก็ตาม device ทั้ง 2 ชนิดมีผลน้อยต่อ Rotation

Biomechanical results นี้สนับสนุน hypothesis ที่ว่า semirigid implants provide สามารถควบคุมการเคลื่อนไหว (motion) ได้ใน plane ต่างๆ ที่ศึกษาดังกล่าวข้างต้น.

Philippe Ge det et al. ⁽²⁸⁾ ศึกษา interspinous device (Dynesys) ทดลองใน 6 human cadaver spine specimens (L1–S1). ทำการศึกษา Flexibility ในแนวต่างๆ โดยการ apply bending moments of 8 Nm ร่วมกับการใส่ axial load 400 N. ทดลองภายใต้สภาวะต่างๆ ดังนี้

- Intact
- following creation of a defect at L3–L4
- With the Dynesys implant
- With the modular implant

จากการศึกษาพบว่า Segmental range of motion (ROM) ในแนว flexion–extension and lateral bending ลดลงภายหลังจากการใส่ implant ทั้ง 2 ชนิด Motion ในแนว flexion ลดลงจนน้อยกว่า 20% ของภาวะ intact spine ในขณะที่ Motion ในแนว extension ลดลงมาอยู่ที่ประมาณ 40% เช่นเดียวกับ lateral bending ในขณะที่ ROM ในแนว rotation นั้นไม่ได้แตกต่างจาก intact specimen

Frank MP. และคณะ ⁽²⁹⁾ ศึกษาผลของ DIAM Device ต่อผลการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในท่า Flexion-extension, lateral bending และ axial rotation ในกระดูกสันหลังที่ผ่านการทำ partial facetectomy and discectomy โดยการทดลองทำใน 4 ขั้นตอนคือ

- 1) Intact
- 2) After unilateral hemifacetectomy at L4–L5
- 3) #2 and discectomy
- 4) #3 with DIAM

การศึกษาได้ผลสรุปว่า DIAM device มีประสิทธิภาพในการ stabilizing unstable segment และลดการเพิ่มของ segmental flexion-extension และ lateral bending ในด้านของ flexion-extension นั้น DIAM สามารถลด postdiscectomy motion จนอยู่ในระดับ intact values ($p > 0.05$). อย่างไรก็ตาม DIAM device ไม่มีผลลดการเพิ่มขึ้นของ axial rotation motion ภายหลังจากการทำ discectomy.



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ประชากร

1. ประชากรเป้าหมาย (Target population)

- ผู้ป่วยที่มี chronic low back pain จากภาวะ degenerative lumbar disease และ instability

2. Sample sized : cadaver 6 ราย

Sample sized calculation

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

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

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

$$\sigma^2 = SD_c^2 + SD_l^2 - 2(r) SD_c SD_l \rightarrow \text{กำหนด } r = 0 : (N \text{ มากที่สุด})$$

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

แทนค่าในสมการ อาศัย ข้อมูลจากการศึกษาก่อนหน้านี้ (Frank M. Phillips, Leonard

I. Voronov, Ioannis N. Gaitanis et al. Biomechanics of posterior dynamic stabilizing

device (DIAM) after facetectomy and discectomy. The Spine Journal 2006; 6:714–

722) โดยคำนวณจาก parameter หลักที่สนใจคือพิสัยการเคลื่อนไหว range of motion (ROM)

ใน level ที่ apply interspinous device

$$\text{แทนค่า } X_c = 11.7$$

$$X_l = 6.7$$

$$SD_c = 2.0$$

$$SD_l = 0.7$$

➔ กำหนด $r = 0$: (N มากที่สุด)

$$\text{คำนวณ Minimum sample sized } N = 1.8$$

ในที่นี้จะเลือกใช้ Sample จำนวน 6 ราย

3 inclusion : cadaver ที่อุทิศร่างกายให้แก่การศึกษาของคณะแพทยศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Exclusion: - Cadaver ที่ประสบอุบัติเหตุเสียชีวิต
- Cadaver ที่มีประวัติการผ่าตัดหลัง หรือการติดเชือกที่กระดูกสันหลัง

วิธีดำเนินการวิจัย



การจัดเตรียมศพอาจารย์ใหญ่ (Cadaveric specimen)

การศึกษานี้จะใช้กระดูกสันหลังจากอาจารย์ใหญ่
(Human cadaver lumbar spine specimen L₁ – L₅) จำนวน
6 ราย โดย specimen จะ preserve ไว้ซึ่ง ligament, facet
joint capsules, disc และ Bony structure การจัดเตรียม
อาจารย์ใหญ่ (cadaveric spine) ทำที่ภาควิชากายวิภาค
ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ 2 กระดูกสันหลังจากอาจารย์ใหญ่ (human cadaver lumbar spine specimen L₁ – L₅)

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การถ่ายภาพรังสีและติด marker วัด translation

หลังจาก Dissect specimen เรียบร้อยแล้วนำ specimen ไปถ่ายภาพรังสีด้วย fluoroscope ทั้งในท่าตรง (AP) และถ่ายจากด้านข้าง (lateral) และติด marker วัด translation ในระดับ L3-4 ด้วยตะปูในขณะที่ถ่ายภาพรังสี fluoroscope ในท่าด้านข้าง (lateral) ดังภาพ



รูปที่ 3 ภาพถ่ายรังสีและติด marker วัด translation ที่กระดูกสันหลังระดับ L3-4

การจัดระบบอุปกรณ์การทดลอง (Experimental set up)

หลังจาก Dissect อาจารย์ใหญ่และถ่ายภาพ fluoroscope ร่วมกับติด marker เรียบร้อยแล้วจึงนำ specimen มาประกอบอุปกรณ์เพื่อทำการทดลองต่อไป

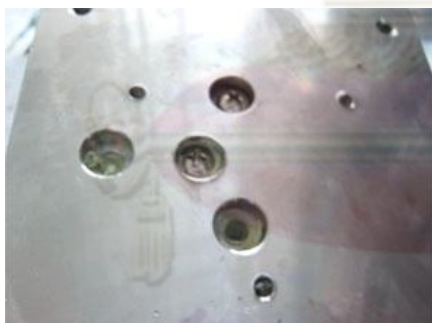
โดยในการทดลองใช้ Polymethylene Metacrylate (bone cement) ในการยึดกระดูกสันหลังระดับ L₁ ติดกับแผ่นเหล็กบน และกระดูกสันหลังระดับ L₅ ติดกับแผ่นเหล็กล่างที่มีการออกแบบมาเพื่อเป็นตัวยึดติดติดกับกระดูกสันหลังจากอาจารย์ใหญ่ (human cadaver lumbar spine specimen ดังรูป

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 4 การยึด L₁ ติดกับแผ่นเหล็กบน และ L₅ ติดกับแผ่นเหล็กล่าง

ในการยึดเหล็กบนและล่างติดกับกระดูกนั้นนอกจากติดด้วย polymethylene Metacrylate (bone cement) แล้วยังมีการเสริมความแข็งแรงด้วย การใส่ screw ยึดอีกด้วย ดังรูป



รูปที่ 5 การเสริมความแข็งแรงแผ่นยึดกระดูก

ด้วยการใส่ Screw

หลังจากยึดกระดูกสันหลังติดกับแผ่นเหล็กบนล่างแล้วรอ 30 นาทีจน bone cement แข็งแรงแล้วจึงติดตั้งก้านวัดมุมต่อไป โดยทำการติดยึดก้านวัดมุมด้วย screw 2 ตัวต่อก้านวัดมุม 1 ก้านดังรูป โดยติดก้านวัดมุมในกระดูกสันหลังระดับ L2, L3, L4 และ L5 โดยพยายามติดก้านวัดมุมให้ขนานกับ endplate ของกระดูกสันหลังแต่ละข้อ



ติดในแนว Coronal (ติดขนานกับขอบ
ด้านหน้าของกระดูกสันหลัง) และติดใน
แนว vertical (ติดขนานกับขอบด้านข้าง
ทางด้านขวาของกระดูกสันหลัง)
ตามลำดับ

รูปที่ 6 การติดก้านเหล็กวัดมุมในแนว coronal



รูปที่ 7 การติดก้านเหล็กวัดมุมในแนว
sagital



รูปที่ 8 รูปหลังจากการติดก้านเหล็ก
วัดมุมทั้งในแนว coronal และ sagital

Biomechanical testing

นำ Cadaver spine ที่ติดกับเหล็กบนล่างและติดก้าน วัดมุมแล้วมาประกอบกับแท่นทดลอง โดยในขั้นตอนแรกจะมีการติดกับแท่นทดลองด้านล่างที่ทำเป็นเสายกสูงจากพื้น ดังรูป



รูปที่ 9 การประกอบ specimen กับแท่นทดลอง โดยในขั้นตอนแรกจะมีการติดกับแท่นทดลองด้านล่าง

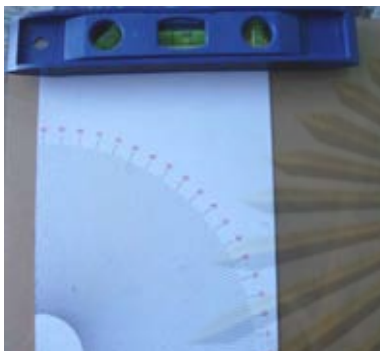


การทดลองทาง Biomechanics จะ apply axial load 300 N เป็นเวลา 30 นาทีเพื่อเป็นการ preconditioning ให้กระดูกสันหลังที่มีภาวะยึดหยุ่นได้มีการปรับสภาพให้ใกล้เคียง

ภาวะปกติมากที่สุด หลังจากนั้น apply axial load 700 N. ซึ่งเป็น physiologic load⁽³⁰⁾ แล้วทำการวัดมุมของก้านเหล็กวัดมุมต่อไป โดยการกดตรงบนแผ่นเหล็กแบนราบถือเป็นการกดใน Neutral position (ตัวตรง)

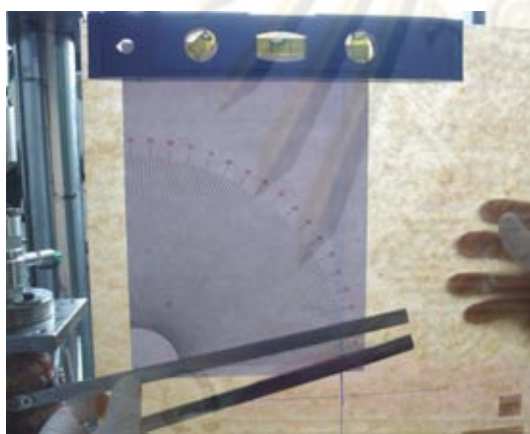
รูปที่ 10 apply axial load 700 N. ซึ่งเป็น physiologic load

การวัดมุมของก้านเหล็กวัดมุม



รูปที่ 11 รูปอุปกรณ์วัดมุม

ในการวัดมุมของก้านเหล็กวัดมุมนั้นใช้อุปกรณ์วัดมุมที่สร้างขึ้นประกอบด้วยระดับน้ำสำหรับวัดระดับแนวที่ขนานกับพื้นโลก ประกอบเข้ากับแผ่นวัดมุมลักษณะ $\frac{1}{4}$ วงกลมเพื่อใช้ในการวัดมุมที่ก้านวัดมุมทำกับแนวขนานพื้นโลก (Horizontal plane) ดังรูป



รูปที่ 12 วิธีการวัดมุม

ทำการวัดมุมที่ก้านวัดมุมกระทำกับแนวขนานพื้นโลก (Horizontal plane) โดยทำการวัดก้านวัดมุมทั้งหมด ทั้งในแนว Sagittal และ coronal plane เก็บรวบรวมข้อมูลเหล่านี้ไว้ใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป

สำหรับวิธีการในการวัดมุมนั้นจะวัดโดย

ให้ขอบบนของก้านวัดมุมด้านต้นอยู่ที่จุด

ศูนย์กลางวงกลม หลังจากนั้นดูแนวของระดับ

น้ำให้ฟองอากาศอยู่ที่จุดกึ่งกลางนั้นก็คือแนวที่

ระดับน้ำขนานกับพื้น แล้ววัดระดับโดยดูที่ส่วน

ปลายด้านบนของก้านวัดมุมแล้วอ่านค่าข้อมูล

เหล่านั้นออกมาเป็นตัวเลข

การวัดการเลื่อนของกระดูกสันหลังในระดับ L3-4

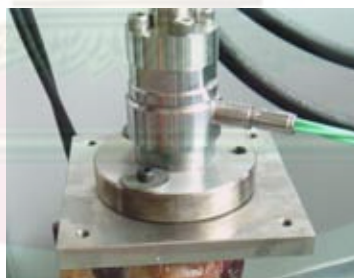
วัดการเลื่อนของกระดูกสันหลังระดับ L3-4 โดยวัดจาก landmark ที่เป็นตะปูปักไว้ ดังกล่าวแล้วข้างต้น โดยวัดในขณะก้ม (flexion) และเงย (Extension) แล้ววัดค่าแตกต่าง (difference) เป็นค่า translation ที่จะนำศึกษาต่อไป

การวัดค่ามุมและ Translation เหล่านี้นั้นจะกระทำในขณะที่กระดูกสันหลังอยู่ใน 4 ท่าทางคือ

- 1 ท่าตรง (Neutral)
- 2 ท่าก้ม (Flexion)
- 3 ท่าเงย (Extension)
- 4 ท่าเอียงข้าง (Bending) ในที่นี้เลือกใช้เอียงขวา (Right Bending)

1 ท่าตรง (Neutral)

ทำการทดลองโดยการทดลองตรงๆ ดังกล่าวแล้วข้างต้น



รูปที่ 13 การกดในการทดลองท่าตรง (Neutral)

2 ท่าก้ม (Flexion)

ในการทำให้เกิดการก้มของกระดูกสันหลังนั้น กระทำโดย การใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศา เพื่อให้เกิดการก้มของกระดูกสันหลังรวมด้วยมุม 10 องศาทำการใส่แรงกด 700 N แล้วจึงทำการวัดมุมก้านวัดมุมทั้งหมดในแนว Sagital plane ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลไว้ใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 14 การทดลองโดยใส่แผ่นเหล็กที่ เอียงทำมุม 10 องศาเพื่อให้เกิดการก้ม (Flexion) ของกระดูกสันหลัง

2 ท่าเงย (Extension) ในการทำให้เกิดการงอของกระดูกสันหลังนั้น กระทำโดยการใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศา เพื่อให้เกิดการงอของกระดูกสันหลังรวมด้วยมุม 10 องศาทำการใส่แรงกด 700 N แล้วจึงทำการวัดมุมก้านวัดมุมทั้งหมดในแนว Sagital plane ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลไว้ใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 15 การทดลองโดยใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศาเพื่อให้เกิดการงอของกระดูกสันหลัง

3 ทำเอียงข้าง (Right Bending)

ในการทำให้เกิดการเอียงข้างของกระดูกสันหลังนั้น กระทำโดยการใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศา เพื่อให้เกิดการเอียงของกระดูกสันหลังรวมด้วยมุม 10 องศาทำการใส่แรงกด 700 N แล้วจึงทำการวัดมุมก้านวัดมุมทั้งหมดในแนว coronal plane ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลไว้ใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป



รูปที่ 16 การทดลองโดยใส่แผ่นเหล็กที่เอียงทำมุม 10 องศาเพื่อให้เกิดการเอียงข้างของกระดูกสัน

หลัง

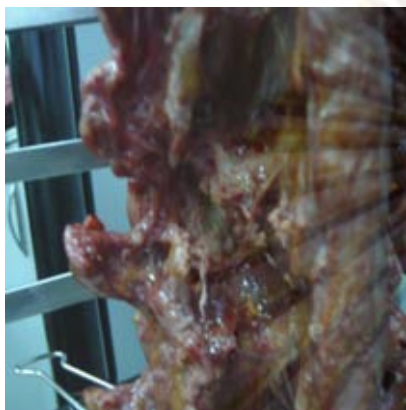
โดยในแต่ละ Lumbar specimen จะ test ตามลำดับใน 4 สภาวะ (condition) ต่างๆ ตามลำดับ

ดังนี้



- 1) Intact คือ กระดูกสันหลังที่นำมาจากอาจารย์ใหญ่คงไว้ซึ่ง ligament, facet joint capsules, disc และ Bony structure ทั้งหมด ยังไม่ได้ผ่านการทำให้สูญเสียความมั่นคง (Unstable)

รูปที่ 17 กระดูกสันหลังปกติ (Intact spine)



2) กระดูกสันหลังภายหลังการทำให้เกิดความไม่มั่นคง (unstable) โดนการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint ที่ระดับ L3-L4 (after right unilateral facetectomy and discectomy at L3-L4) ในการทดลองนี้ facetectomy และ discectomy จะทำทางด้านขวาของกระดูกสันหลัง

รูปที่ 18 ภาพภายหลังการตัดข้อ facet joint ที่ระดับ L3-L4



3) สภาวะเช่นเดียวกับสภาวะที่ 2 ร่วมกับการใส่ interspinous distractive device ในระดับ L 3-4 (#2 with Interspinous device L3-4)

รูปที่19 ภาพภายหลังใส่ Modified U-shape interspinous distractive device

4) เป็นภาวะที่ 2 ร่วมกับการเชื่อมกระดูก (fusion) ด้วย pedicle screw fixation ที่ระดับ L3-4 (#2 with fusion L3-4) โดยจากภาวะที่ 3 จะเอา Modified U-shape interspinous distractive device ออกจากช่องระหว่าง spinous process แล้วใส่ Pedicle screw เชื่อมกระดูกสันหลังใน ระดับ L3 และ L4 ดังรูป



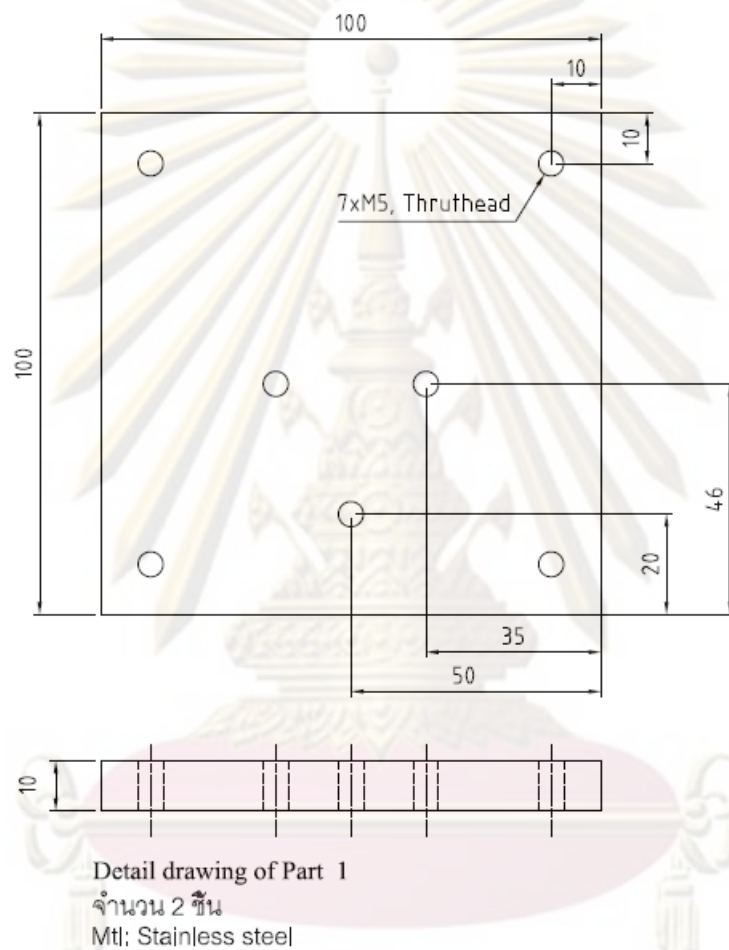
รูปที่ 20 ภาพภายหลังการเชื่อมกระดูกด้วย pedicle screw fixation ที่ระดับ L3-4

ในแต่ละ Condition นั้นจะทำการทดลองใส่แรงและวัดมุมเคลื่อนไหวดังกล่าวแล้ว
ข้างต้นทั้งในท่า Neutral, Flexion, Extension และ Right Bending ตามลำดับ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1 แผ่นเหล็กยึดกระดูกด้านบนและล่างทำจาก steles steel มีขนาดและรูเจาะยึดสำหรับยึดกับกระดูกและแผ่นเหล็กที่ทำมุม (wedge) มีลักษณะดัง model

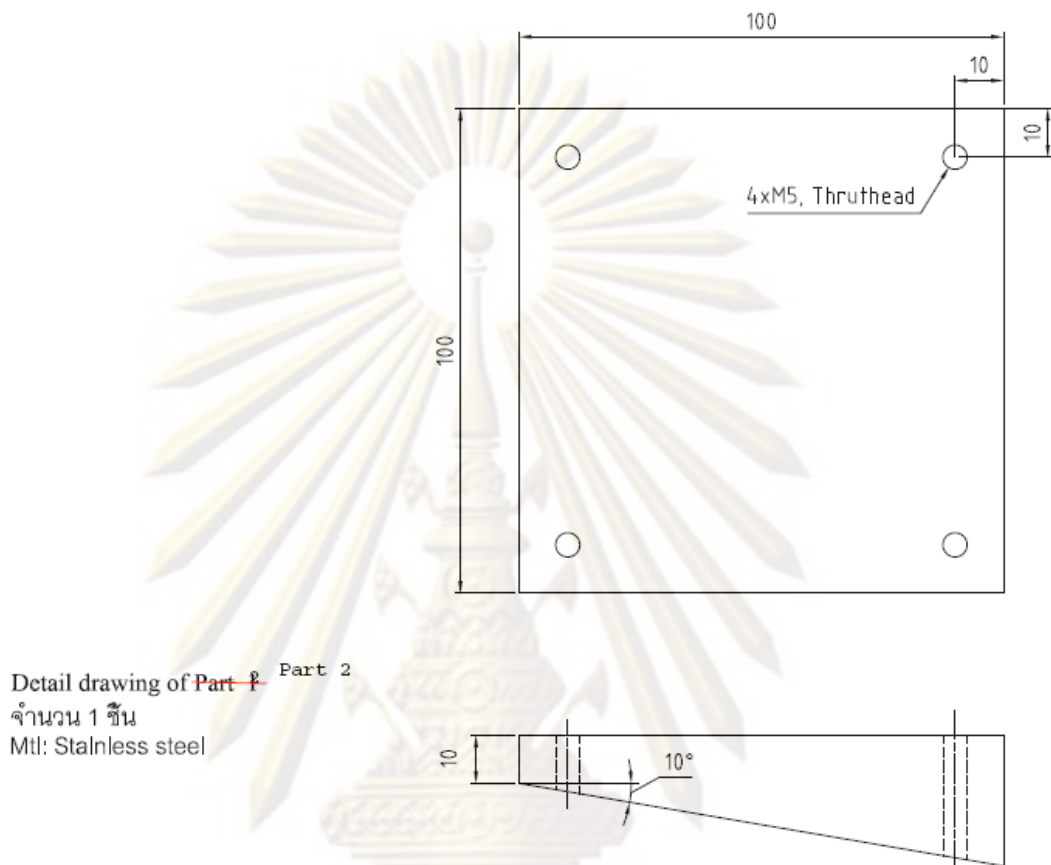


รูปที่ 21 model แสดงแผ่นเหล็กยึดกระดูกด้านบนและล่าง

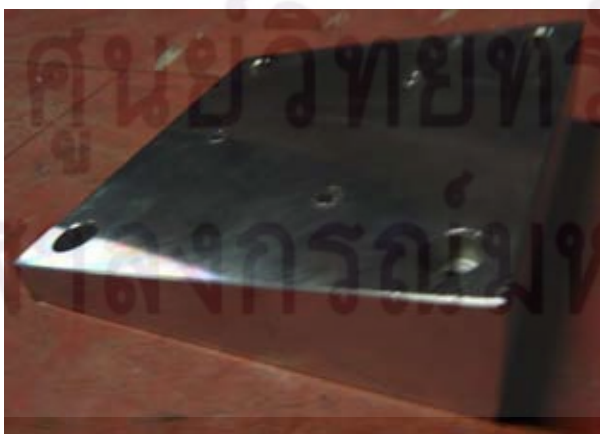


รูปที่ 22 รูปแสดงแผ่นเหล็กยึดกระดูกด้านบนและล่าง

2 แผ่นเหล็กสำหรับรองกदन้าหนักที่เอียงทำมุม (wedge) มีลักษณะดัง model

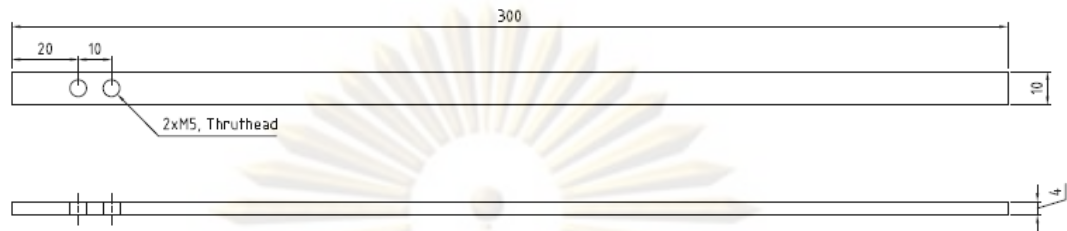


รูปที่ 23 model แสดงแผ่นเหล็กสำหรับรองกदन้าหนักที่เอียงทำมุม (wedge)



รูปที่ 24 ภาพแสดงแผ่นเหล็กสำหรับ
 รองกदन้าหนักที่เอียงทำมุม (wedge)
 10 องศา

3 ก้านวัดมุมมีลักษณะดัง model



Detail drawing of Part 4
จำนวน 5 ชิ้น
Mtl: Stainless steel

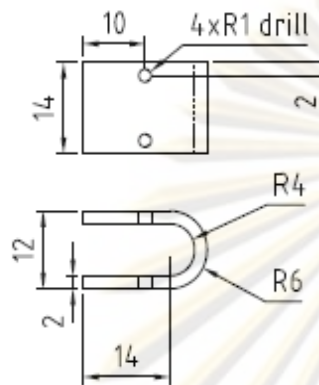
รูปที่ 25 model ก้านวัดมุม



รูปที่ 26 ภาพจริงก้านวัดมุม

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4 Modified U-shape interspinous device



Detail drawing of Part 5
จำนวน 1 ชิ้น
Mtl; Titanium

รูปที่ 27 Model Modified U-shape interspinous device



รูปที่ 28 ภาพจริง Modified U-shape interspinous device



5 Titanium wires 2 mms.

รูปที่ 29 Titanium wire 2 mm

6 Pedicle screw (4 ชิ้น), rod (2 ชิ้น)

7 Hydraulic loading machine



รูปที่ 30 Hydraulic loading machine

5 อุปกรณ์วัดมุม



รูปที่ 31 อุปกรณ์วัดมุม

ศูนย์วิจัยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การเก็บรวบรวมข้อมูล

ข้อมูลพื้นฐาน

Specimen ที่ใช้ในการศึกษาคั้งนี้ ประกอบด้วย specimen จากอาจารย์ใหญ่ทั้งสิ้น 6 ราย แบ่งเป็นเพศชาย 3 ราย เพศหญิง 3 ราย ค่าเฉลี่ยอายุขณะเสียชีวิต (mean age) 61.83ปี, ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอายุขณะเสียชีวิต (SD) = 5.45 ปี อายุขณะเสียชีวิตอยู่ระหว่าง 54 และ 68 ปี

Specimen ผ่านการ fluoroscope ทำ anteroposterior and lateral ไม่พบหลักฐานการติดเชื้อ และเนื้องอกของ specimen กระดูกสันหลังที่นำมาศึกษา

ข้อมูลมุมการเคลื่อนไหว(ROM) และ การเคลื่อนที่ (Translation)

ขั้นตอนที่ 1 วัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกได้ข้อมูลดังต่อไปนี้

โดยกำหนดด้วยย่อต่างๆคือ

L2 = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว vertical ระดับ L2 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L3 = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว vertical ระดับ L3 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L4 = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว vertical ระดับ L4 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L5 = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว vertical ระดับ L5 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L2B = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว coronal ระดับ L2 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L3B = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว coronal ระดับ L3 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L4B = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว coronal ระดับ L4 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

L5B = มุมที่ก้านวัดมุมในแนว coronal ระดับ L5 ทำกับแนวขนานพื้นโลก (horizontal plane)

คนไข้รายที่ 1

	Degree	L2	L3	L4	L5	L2B	L3B	L4B	L5B
Intact	Neutral	7	-2	-4	-1	6	3	3	0
	Flexion	-4	-7	-6	2				
	Extension	13	3	0	-2				
	Bending					13	6	4.5	1
Unstable	Neutral	4	0	-1	2	3	1	-3	-1
	Flexion	-6	-9	-4	3				
	Extension	13	8	4	3				
	Bending					15	10	3	1
Device	Neutral	2	-4	3.5	3.1	6	3	-2	0
	Flexion	-5	-11	-2	1				
	Extension	8	2	7.5	3				
	Bending					15	9	1.5	0
Fusion	Neutral	4	-2	-1	2	5	3.5	-1	0
	Flexion	-4	-5	-3	3				
	Extension	12	5.5	4.5	2				
	Bending					14	8	2.5	1

ตารางที่ 1 ผลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนไข้รายที่ 1

คนไข้รายที่ 2

	Degree	L2	L3	L4	L5	L2B	L3B	L4B	L5B
Intact	Neutral	6	13.5	6	0	3	-1	1	0
	Flexion	0	7.5	3.5	0				
	Extension	17	21.5	13.5	0				
	Bending					10.5	2	3.5	0
Unstable	Neutral	4	10	8	0	4	3	-2	0
	Flexion	-6	1	3	0				
	Extension	14	19	12	0				
	Bending					13.5	7	0	0
Device	Neutral	2.5	8	10.5	0	4	2	-4	0
	Flexion	-3	8.5	11.5	2				
	Extension	8.5	12	13	0			0	
	Bending					12	6	-1	0
Fusion	Neutral	4	9	10	0	3	2	-1	0
	Flexion	-1	12	13	3				
	Extension	11.5	14.5	15	0				
	Bending					9	1	-2	0

ตารางที่ 2 ผลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนไข้รายที่ 2

คนไข้รายที่ 3

	Degree	L2	L3	L4	L5	L2B	L3B	L4B	L5B
Intact	Neutral	1	1.5	-7	0	-3.5	-4	-8	0
	Flexion	-7	-1	-7	0				
	Extension	7.5	6.5	-3	0				
	Bending					5.5	3.5	-4.5	0
Unstable	Neutral	3	5	1.5	0	-4	-5	-8	0
	Flexion	-7	-5	-4	0				
	Extension	10.5	8.5	2.5	0				
	Bending					5.5	3.5	-5	0
Device	Neutral	0.5	-1	-1	0	-4	-4.5	-8.5	0
	Flexion	-7.5	-5.5	-3	0				
	Extension	7.5	5	3	0			0	
	Bending					5	2	-6	0
Fusion	Neutral	2	1	0.5	0	-5	-4.5	-8.5	0
	Flexion	-8	-2	-2	0				
	Extension	7	5.5	4.5	0				
	Bending					4	1.5	-5	0

ตารางที่ 3 ผลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนไข้รายที่ 3

คนไข้รายที่ 4

	Degree	L2	L3	L4	L5	L2B	L3B	L4B	L5B
Intact	Neutral	4.5	6.5	1	0	7	1	-2.5	0
	Flexion	-2	3	-1	0				
	Extension	17	15	7	0				
	Bending					15	6.5	1	0
Unstable	Neutral	4	4	0	0	6	4	-6	0
	Flexion	-4.5	-2	-2.5	0				
	Extension	15	13.5	5.5	0				
	Bending					16	12	-2	0
Device	Neutral	4	5	1.5	0	6	4	-5.5	0
	Flexion	-3	0.5	-2	-2				
	Extension	13	12	6.5	2.5			0	
	Bending					15.5	8.5	-3	0
Fusion	Neutral	4	6	-1.5	0	5.5	1.5	-4	0
	Flexion	-3.5	3	-4	0				
	Extension	14	12	3.5	0				
	Bending					15.5	5	-2	0

ตารางที่ 4 ผลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนไข้รายที่ 4

คนไข้รายที่ 5

	Degree	L2	L3	L4	L5	L2B	L3B	L4B	L5B
Intact	Neutral	7.5	6.5	2	0	-5	-5.5	-5	0
	Flexion	-2.5	3.5	2.5	2				
	Extension	15	12	5.5	0				
	Bending					4.5	-1	-3	0
Unstable	Neutral	6.5	4	0	0	-3	-2	-6.5	0
	Flexion	-6	-8	-4	0				
	Extension	13	9	-1	-2				
	Bending					8	3	-5	0
Device	Neutral	6.5	3	-1	0	-3	-2	-8	0
	Flexion	-2	-1	-1	0				
	Extension	12	6	1	0			0	
	Bending					8	4	-4.5	0
Fusion	Neutral	6.5	1	-0.5	0	-4	-2	-8	0
	Flexion	-4	-4.5	-5	0				
	Extension	12	3	1	0				
	Bending					7.5	1	-6	0

ตารางที่ 5 ผลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนไข้รายที่ 5

คนไข้รายที่ 6

	Degree	L2	L3	L4	L5	L2B	L3B	L4B	L5B
Intact	Neutral	-1.5	4.5	3	0	3	-5.5	0	0
	Flexion	-10.5	-4	-2	0				
	Extension	7	9.5	6	0				
	Bending					11.5	-1.5	3	0
Unstable	Neutral	-3.5	0	3	0	2	-6.5	1	0
	Flexion	-13.5	-9	1	0				
	Extension	3	6	4	0				
	Bending					12	0	3	0
Device	Neutral	-6.5	-1	3.5	0	2.5	-7	2	0
	Flexion	-15	-7	1	0				
	Extension	0.5	2	6.5	0			0	
	Bending					13.5	-1	4	0
Fusion	Neutral	-7	-9.5	2.5	0	2	-9	2	0
	Flexion	-14	-13	0	0				
	Extension	0.5	-7	5	0				
	Bending					10.5	-5	3	0

ตารางที่ 6 ผลการวัดมุมระหว่างก้านเหล็กกับแนวขนานพื้นโลกในภาวะต่างๆของคนไข้รายที่ 6

ขั้นตอนที่ 2 วัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 ด้วยการวัดหัวตะปูที่ติดที่จุด landmark ที่ได้จากการ Fluoroscopy ดังกล่าวแล้วข้างต้น โดยวัดเปรียบเทียบขณะ flexion และ Extension ของ cadaveric model ทั้ง 4 แบบ (Intact, Unstable, Interspinous device, Fusion)

คนไข้รายที่ 1

translation	intact	unstable	device	fusion
flexion	1	3	2	1
extension	0	0	1	1
difference	1	3	1	0

ตารางที่ 7 ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของคนไข้รายที่ 1

คนไข้รายที่ 2

translation	intact	unstable	device	fusion
flexion	2	4	1	1
extension	-1	-1	0	0
difference	3	5	1	1

ตารางที่ 8 ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของคนไข้รายที่ 2

คนไข้รายที่ 3

translation	intact	unstable	device	fusion
flexion	0	2	0	0
extension	0	0	0	0
difference	0	2	0	0

ตารางที่ 9 ผลการวัดการเลื่อน (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของคนไข้รายที่ 3

คนไข้รายที่ 4

translation	intact	unstable	device	fusion
flexion	1	1	0	0
extension	0	0	0	0
difference	1	1	0	0

ตารางที่ 10 ผลการวัดการเคลื่อนไหว (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของคนไข้รายที่ 4

คนไข้รายที่ 5

translation	intact	unstable	device	fusion
flexion	2	2	2	2
extension	1	0	1	1
difference	1	2	1	0

ตารางที่ 11 ผลการวัดการเคลื่อนไหว (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของคนไข้รายที่ 5

คนไข้รายที่ 6

translation	intact	unstable	device	fusion
flexion	0	2	1	1
extension	0	0	1	1
difference	0	2	0	0

ตารางที่ 12 ผลการวัดการเคลื่อนไหว (Translation) ระหว่าง L3-4 และความแตกต่างขณะก้มและเงยของคนไข้รายที่ 6

การวิเคราะห์ข้อมูล

ขั้นตอนที่ 1 คำนวณความแตกต่างระหว่างมุมของก้านเหล็กแต่ละก้านที่ทำมุมกับแนวขนานพื้นโลก (Horizontal plane) ซึ่งก็คือมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในขณะนั้นๆ ที่ทดลอง

โดยตัวอย่างที่ใช้ในตารางมีความหมายดังต่อไปนี้

L2-3 = มุมกระทำระหว่างก้านเหล็กในแนว vertical ระหว่างกระดูกข้อที่ 2 และ 3

L3-4 = มุมกระทำระหว่างก้านเหล็กในแนว vertical ระหว่างกระดูกข้อที่ 3 และ 4

L4-5 = มุมกระทำระหว่างก้านเหล็กในแนว vertical ระหว่างกระดูกข้อที่ 4 และ 5

L2-3B = มุมกระทำระหว่างก้านเหล็กในแนว coronal ระหว่างกระดูกข้อที่ 2 และ 3

L3-4B = มุมกระทำระหว่างก้านเหล็กในแนว coronal ระหว่างกระดูกข้อที่ 3 และ 4

L4-5B = มุมกระทำระหว่างก้านเหล็กในแนว coronal ระหว่างกระดูกข้อที่ 4 และ 5

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

คนไข้อยู่ที่ 1

	Degree	L2-3	L3-4	L4-5	L2-3B	L3-4B	L4-5B
Intact	Neutral	9	2	-3	3	0	3
	Flexion	3	-1	-8			
	Extension	10	3	2			
	Bending				7	1.5	3.5
Unstable	Neutral	4	1	-3	2	4	-2
	Flexion	3	-5	-7			
	Extension	5	4	1			
	Bending				5	7	2
Device	Neutral	6	-7.5	0.4	3	5	-2
	Flexion	6	-9	-3			
	Extension	6	-5.5	4.5			
	Bending				6	7.5	1.5
Fusion	Neutral	6	-1	-3	1.5	4.5	-1
	Flexion	1	-2	-6			
	Extension	6.5	1	2.5			
	Bending				6	5.5	1.5

ตารางที่ 13 แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนไข้อยู่ที่ 1

คนไข้อยู่ที่ 2

	Degree	L2-3	L3-4	L4-5	L2-3B	L3-4B	L4-5B
Intact	Neutral	-7.5	7.5	6	4	-2	1
	Flexion	-7.5	4	3.5			
	Extension	-4.5	8	13.5			
	Bending				8.5	-1.5	3.5
Unstable	Neutral	-6	2	8	1	5	-2
	Flexion	-7	-2	3			
	Extension	-5	7	12			
	Bending				6.5	7	0
Device	Neutral	-5.5	-2.5	10.5	2	6	-4
	Flexion	-11.5	-3	9.5			
	Extension	-3.5	-1	13			
	Bending				6	7	-1
Fusion	Neutral	-5	-1	10	1	3	-1
	Flexion	-13	-1	10			
	Extension	-3	-0.5	15			
	Bending				8	3	-2

ตารางที่ 14 แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนไข้อยู่ที่ 2

คนไข้อยู่ที่ 3

Intact	Degree	L2-3	L3-4	L4-5	L2-3B	L3-4B	L4-5B
	Neutral	-0.5	8.5	-7	0.5	4	-8
Flexion	-6	6	-7				
Extension	1	9.5	-3				
Bending				2	8	-4.5	
Unstable	Neutral	-2	3.5	1.5	1	3	-8
	Flexion	-2	-1	-4			
	Extension	2	6	2.5			
	Bending				2	8.5	-5
Device	Neutral	1.5	0	-1	0.5	4	-8.5
	Flexion	-2	-2.5	-3			
	Extension	2.5	2	3			
	Bending				3	8	-6
Fusion	Neutral	1	0.5	0.5	-0.5	4	-8.5
	Flexion	-6	0	-2			
	Extension	1.5	1	4.5			
	Bending				2.5	6.5	-5

ตารางที่ 15 แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนไข้อยู่ที่ 3

คนไข้อยู่ที่ 4

Intact	Degree	L2-3	L3-4	L4-5	L2-3B	L3-4B	L4-5B
	Neutral	-2	5.5	1	6	3.5	-2.5
Flexion	-5	4	-1				
Extension	2	8	7				
Bending				8.5	5.5	1	
Unstable	Neutral	0	4	0	2	10	-6
	Flexion	-2.5	0.5	-2.5			
	Extension	1.5	8	5.5			
	Bending				4	14	-2
Device	Neutral	-1	3.5	1.5	2	9.5	-5.5
	Flexion	-3.5	2.5	0			
	Extension	1	5.5	4			
	Bending				7	11.5	-3
Fusion	Neutral	-2	7.5	-1.5	4	5.5	-4
	Flexion	-6.5	7	-4			
	Extension	2	8.5	3.5			
	Bending				10.5	7	-2

ตารางที่ 16 แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนไข้อยู่ที่ 4

คนไข้อยู่ที่ 5

Intact	Degree	L2-3	L3-4	L4-5	L2-3B	L3-4B	L4-5B
	Neutral	1	4.5	2	0.5	-0.5	-5
Flexion	-6	1	0.5				
Extension	3	6.5	5.5				
Bending				5.5	2	-3	
Unstable	Neutral	2.5	4	0	-1	4.5	-6.5
	Flexion	2	-4	-4			
	Extension	4	10	1			
	Bending				5	8	-5
Device	Neutral	3.5	4	-1	-1	6	-8
	Flexion	-1	0	-1			
	Extension	6	5	1			
	Bending				4	8.5	-4.5
Fusion	Neutral	5.5	1.5	-0.5	-2	6	-8
	Flexion	0.5	0.5	-5			
	Extension	9	2	3			
	Bending				6.5	7	-6

ตารางที่ 17 แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนไข้อยู่ที่ 5

คนไข้อยู่ที่ 6

Intact	Degree	L2-3	L3-4	L4-5	L2-3B	L3-4B	L4-5B
	Neutral	-6	1.5	3	8.5	-5.5	0
Flexion	-6.5	-2	-2				
Extension	-2.5	3.5	6				
Bending				13	-4.5	3	
Unstable	Neutral	-3.5	-3	3	8.5	-7.5	1
	Flexion	-4.5	-10	1			
	Extension	-3	2	4			
	Bending				12	-3	3
Device	Neutral	-5.5	-4.5	3.5	9.5	-9	2
	Flexion	-8	-8	1			
	Extension	-1.5	-4.5	6.5			
	Bending				14.5	-5	4
Fusion	Neutral	2.5	-12	2.5	11	-11	2
	Flexion	-1	-13	0			
	Extension	7.5	-12	5			
	Bending				15.5	-8	3

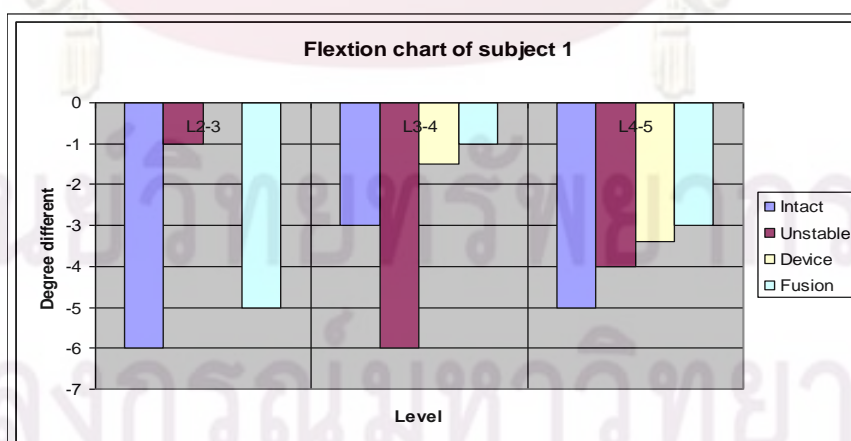
ตารางที่ 18 แสดงมุมกระทำระหว่างก้านที่ยึดกระดูก 2 ข้อที่ติดกันในสภาวะต่างๆของคนไข้อยู่ที่ 6

ขั้นตอนที่ 2 การคำนวณมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) , เงย (Extension) และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อ ใน condition ต่างๆ หลังจากนั้นนำมุมที่เปลี่ยนแปลงมาแสดงเป็นแผนภูมิแท่ง

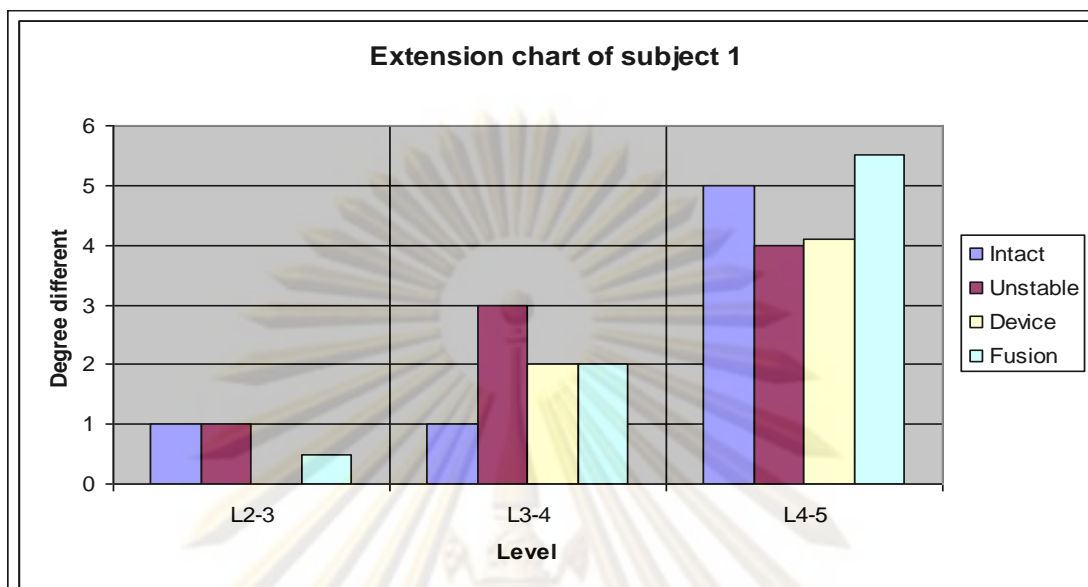
คนไข้รายที่ 1

		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	-6	-3	-5
	Unstable	-1	-6	-4
	Device	0	-1.5	-3.4
	Fusion	-5	-1	-3
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	1	1	5
	Unstable	1	3	4
	Device	0	2	4.1
	Fusion	0.5	2	5.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	4	1.5	0.5
	Unstable	3	3	4
	Device	3	2.5	3.5
	Fusion	4.5	1	2.5

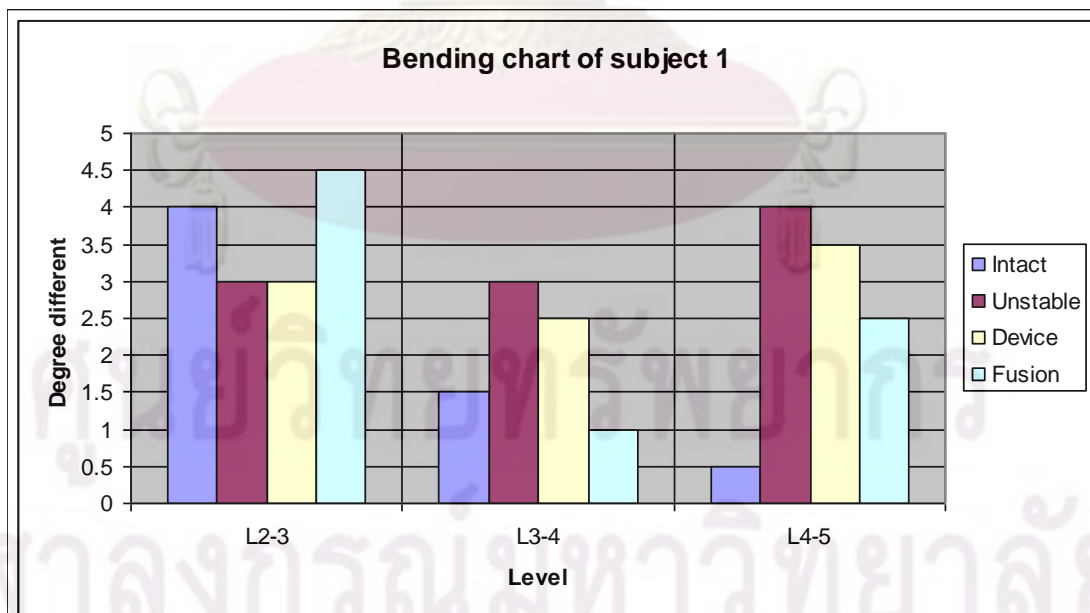
ตารางที่ 19 แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension) และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1



รูปที่ 32 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1



รูปที่ 33 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1



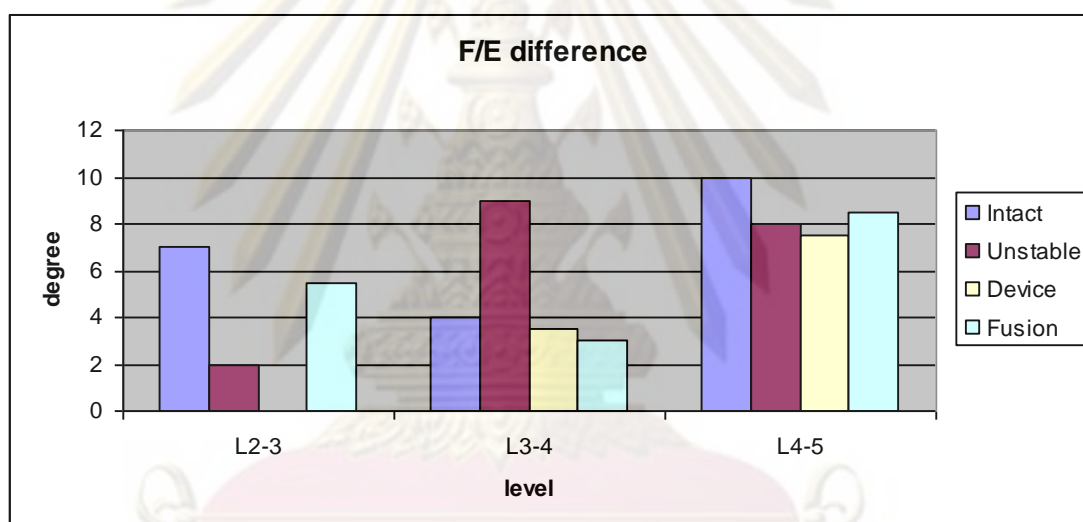
รูปที่ 34 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เอียงข้าง (Right bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 1

นำข้อมูลมาคำนวณความแตกต่างระหว่างมุม Flexion และ Extension ในกระดูกสันหลังแต่ละระดับ ในแต่ละสถานะ

Flexion-extension range

case1	L2-3	L3-4	L4-5
Intact	7	4	10
Unstable	2	9	8
Device	0	3.5	7.5
Fusion	5.5	3	8.5

ตารางที่ 20 แสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 1

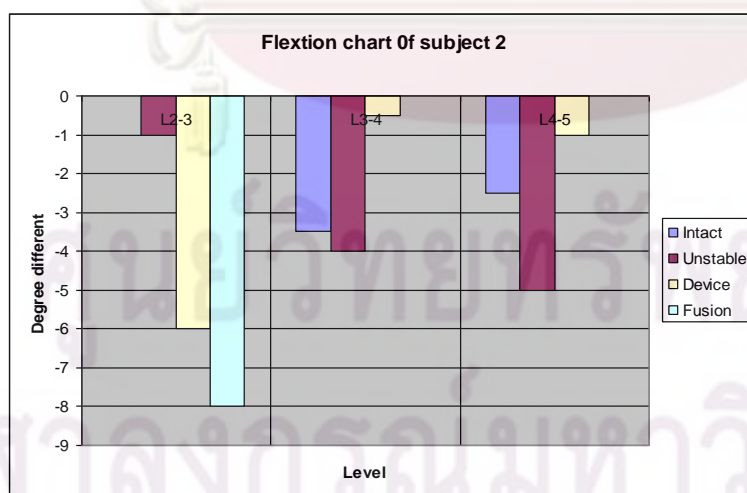


รูปที่ 35 แผนภูมิแสดง Flexion-extension difference ของคนไข้รายที่ 1

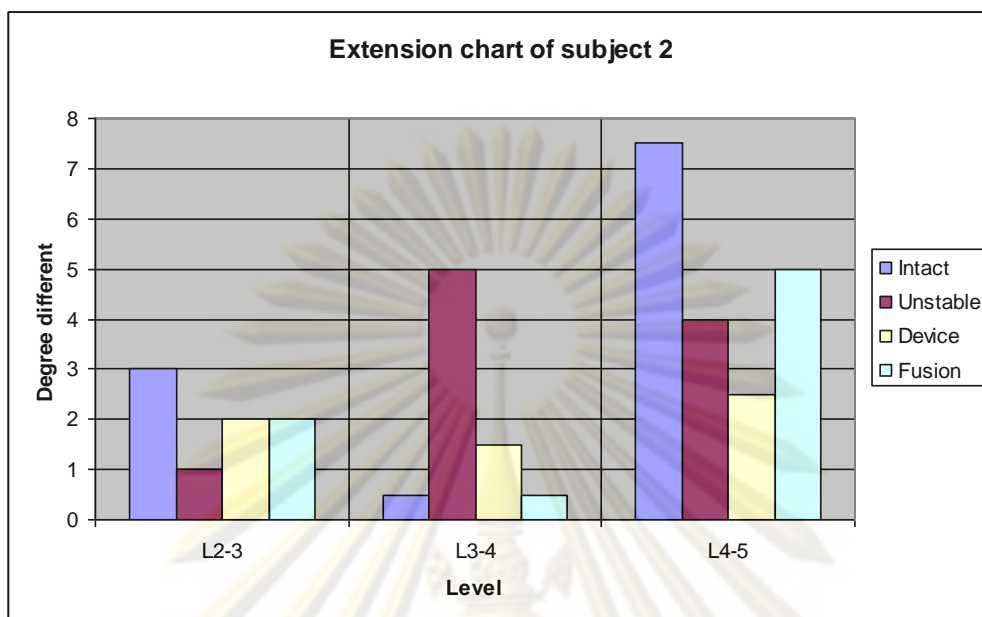
คนไข้รายที่ 2

		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	0	-3.5	-2.5
	Unstable	-1	-4	-5
	Device	-6	-0.5	-1
	Fusion	-8	0	0
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	3	0.5	7.5
	Unstable	1	5	4
	Device	2	1.5	2.5
	Fusion	2	0.5	5
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	4.5	0.5	2.5
	Unstable	5.5	2	2
	Device	4	1	3
	Fusion	7	0	-1

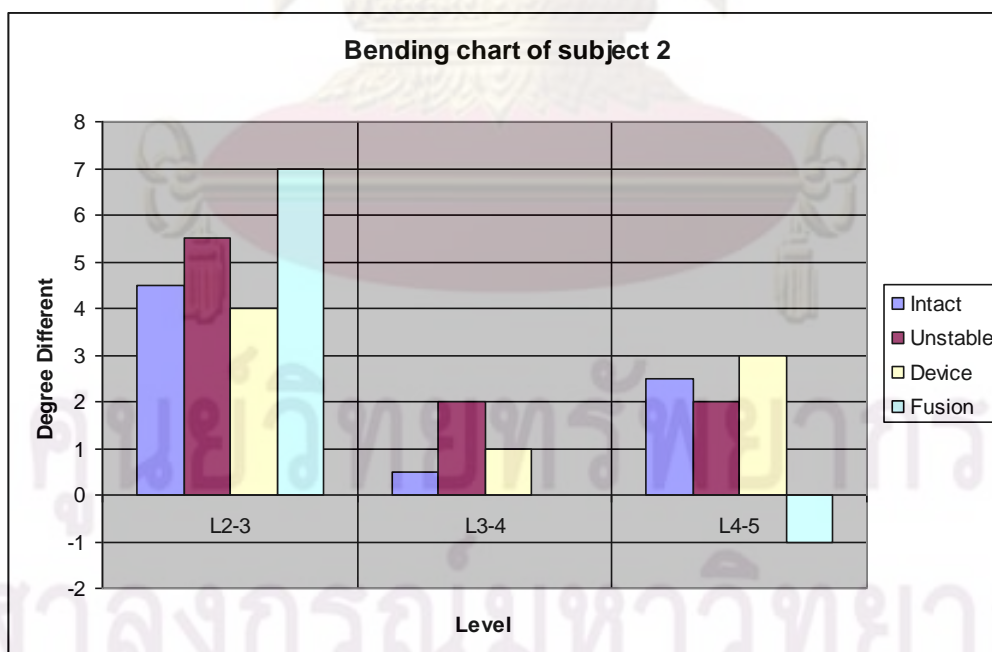
ตารางที่ 21 แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion), เงย(Extension) และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2



รูปที่ 36 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2



รูปที่ 37 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะงอ (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2

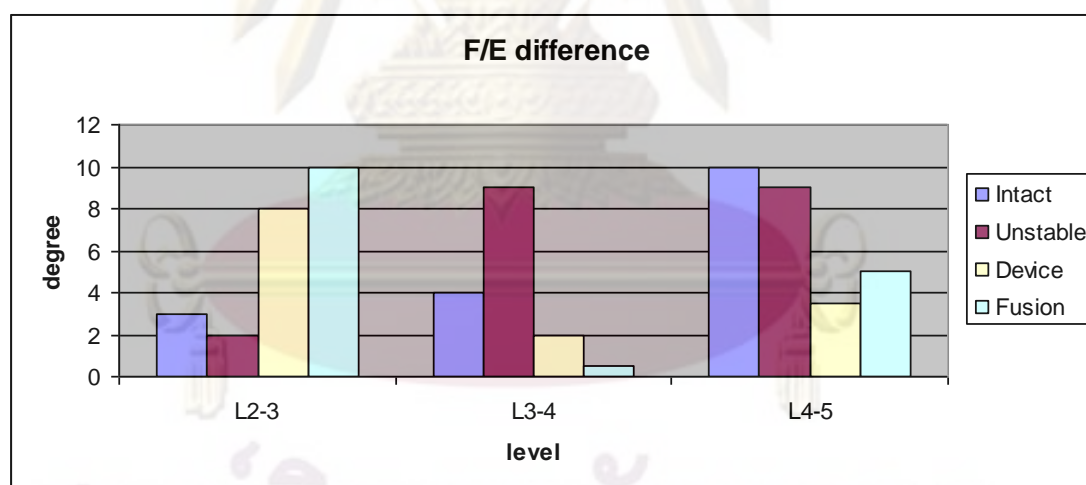


รูปที่ 38 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 2

Flexion-extension difference

FE diff	case2	L2-3	L3-4	L4-5
	Intact	3	4	10
	Unstable	2	9	9
	Device	8	2	3.5
	Fusion	10	0.5	5

ตารางที่ 22 แสดง Flexion-extension range ของคนไข้อยู่ที่ 2



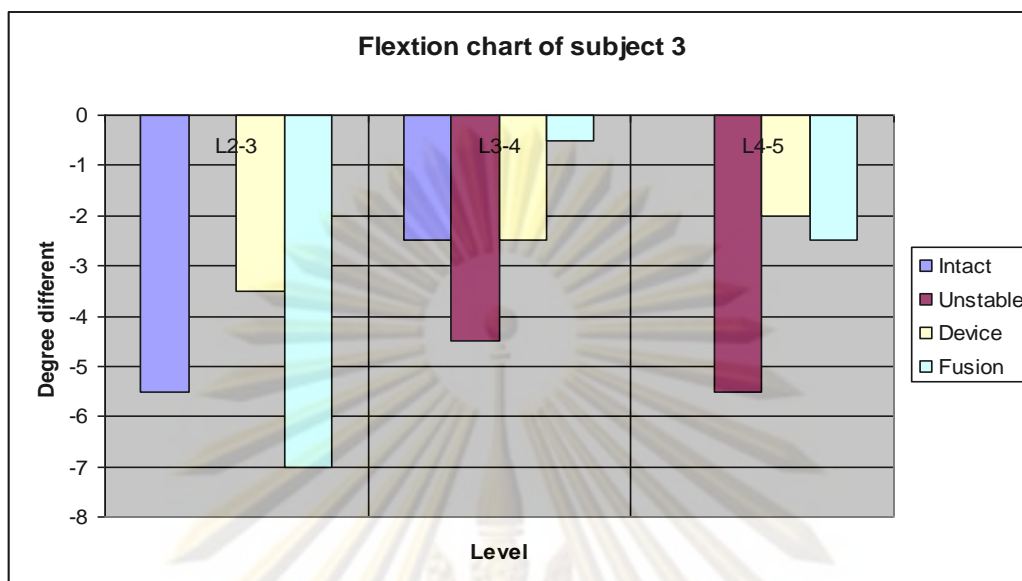
รูปที่ 39 แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนไข้อยู่ที่ 2

คนไข้อยู่ที่ 3

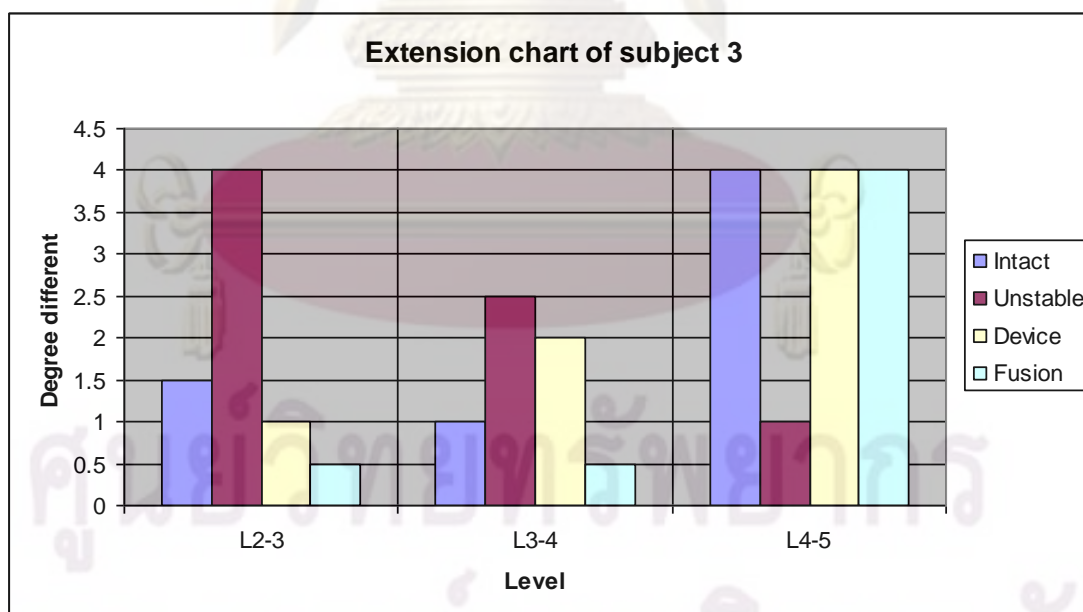
		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	-5.5	-2.5	0
	Unstable	0	-4.5	-5.5
	Device	-3.5	-2.5	-2
	Fusion	-7	-0.5	-2.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	1.5	1	4
	Unstable	4	2.5	1
	Device	1	2	4
	Fusion	0.5	0.5	4
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	1.5	4	3.5
	Unstable	1	5.5	3
	Device	2.5	4	2.5
	Fusion	3	2.5	3.5

ตารางที่ 23 แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้อยู่ที่ 3

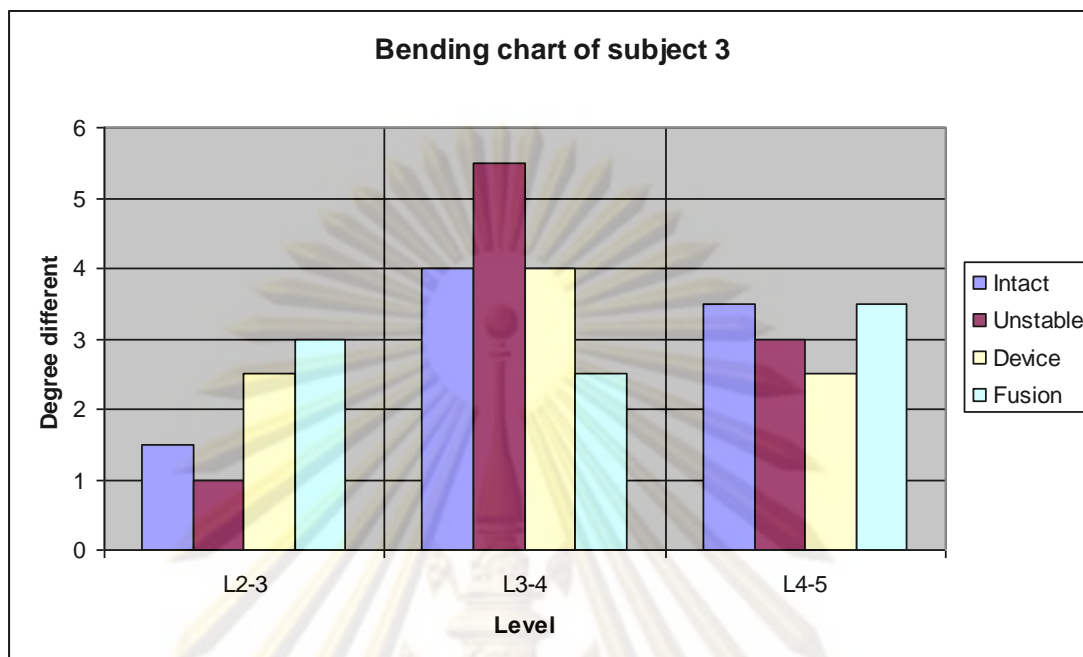
ศูนย์วิทยุทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 40 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืนตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 3



รูปที่ 41 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืนตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 3

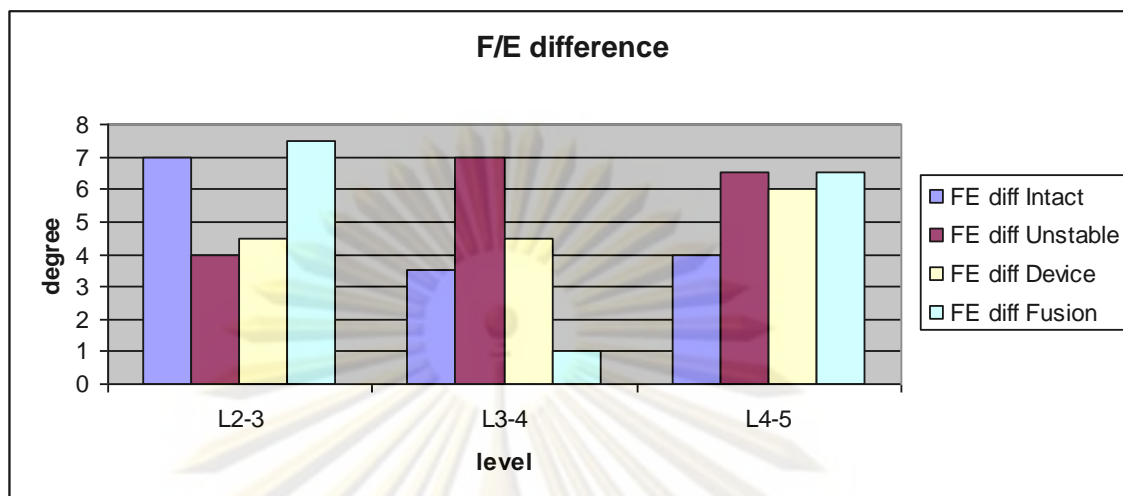


รูปที่ 42 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับ ขณะที่ตั้งตัวตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 3

Flexion-extension range

FE range	case3	L2-3	L3-4	L4-5
	Intact	7	3.5	4
	Unstable	4	7	6.5
	Device	4.5	4.5	6
	Fusion	7.5	1	6.5

ตารางที่ 24 แสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 3

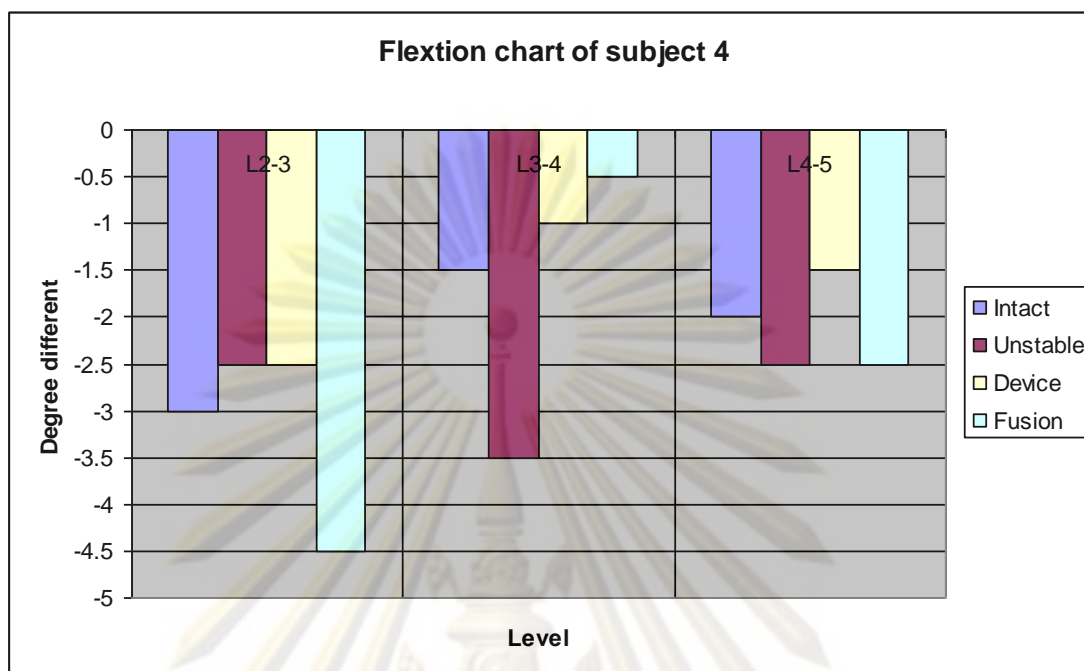


รูปที่ 43 แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 3

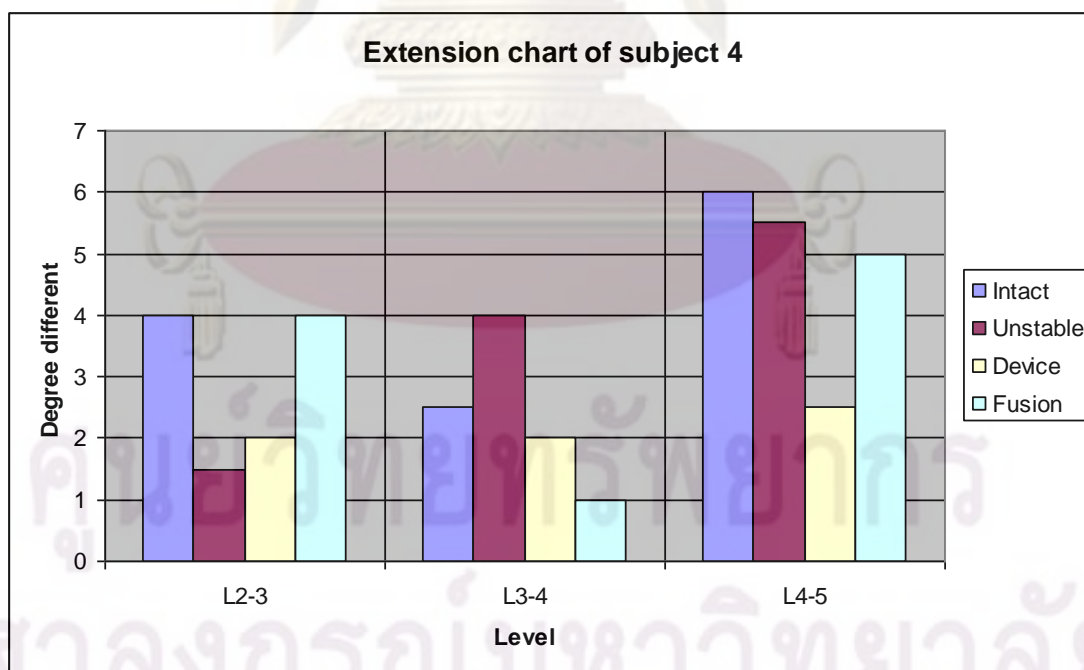
คนไข้รายที่ 4

		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	-3	-1.5	-2
	Unstable	-2.5	-3.5	-2.5
	Device	-2.5	-1	-1.5
	Fusion	-4.5	-0.5	-2.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	4	2.5	6
	Unstable	1.5	4	5.5
	Device	2	2	2.5
	Fusion	4	1	5
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	2.5	2	3.5
	Unstable	2	4	4
	Device	5	2	2.5
	Fusion	6.5	1.5	2

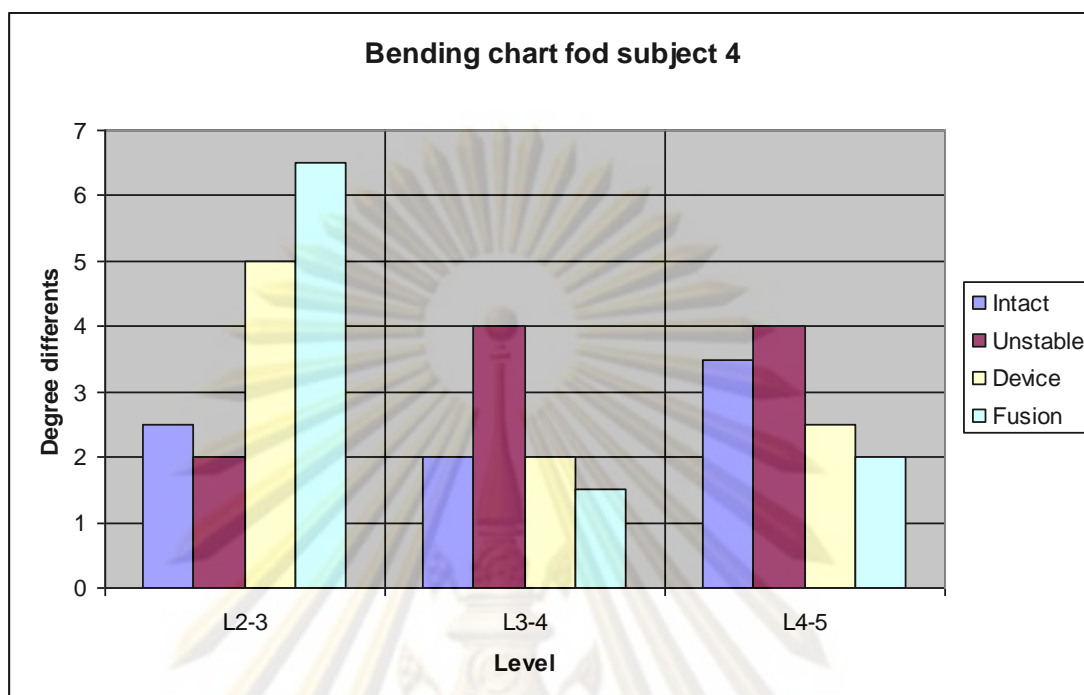
ตารางที่ 25 แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 4



รูปที่ 44 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion), เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 4



รูปที่ 45 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 4

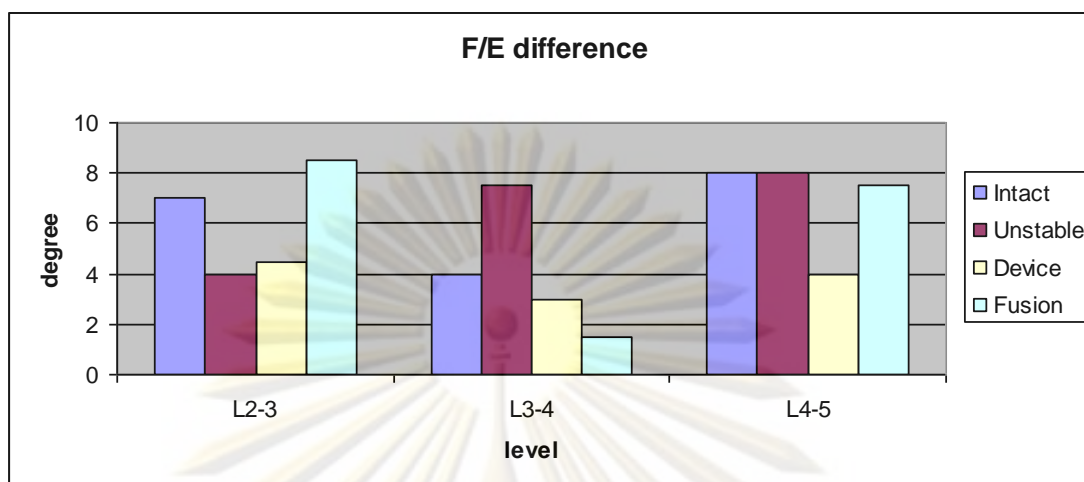


รูปที่ 46 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 4

Flexion-extension range

FE range	case4	L2-3	L3-4	L4-5
Intact		7	4	8
Unstable		4	7.5	8
Device		4.5	3	4
Fusion		8.5	1.5	7.5

ตารางที่ 26 แสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 4

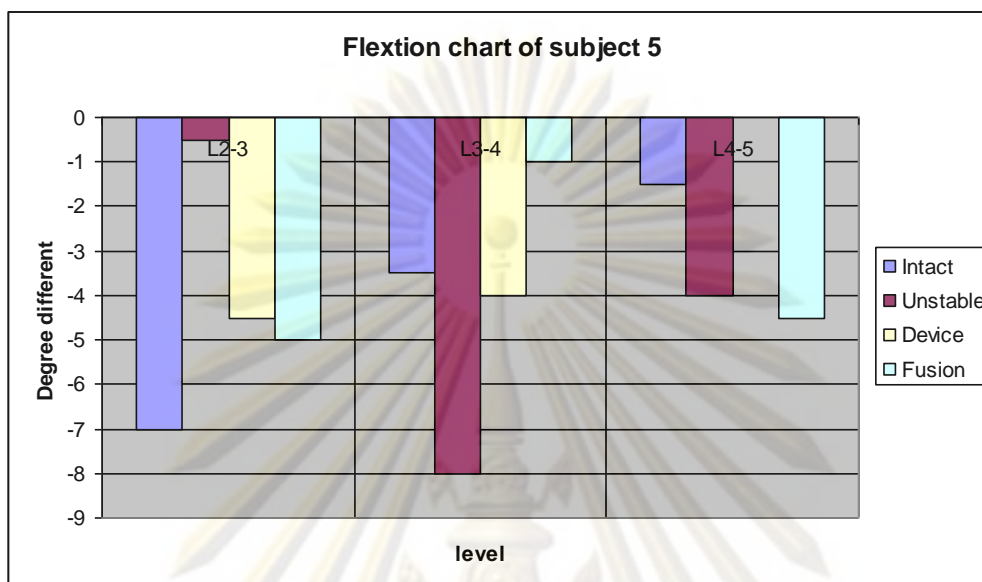


รูปที่ 47 แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 4

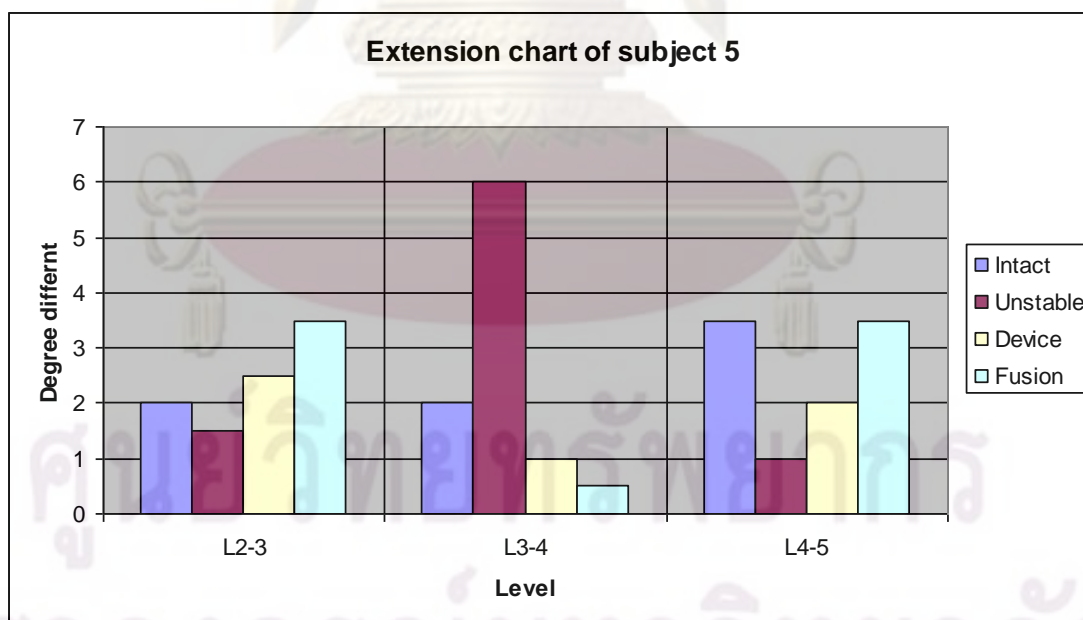
คนไข้รายที่ 5

		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	-7	-3.5	-1.5
	Unstable	-0.5	-8	-4
	Device	-4.5	-4	0
	Fusion	-5	-1	-4.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	2	2	3.5
	Unstable	1.5	6	1
	Device	2.5	1	2
	Fusion	3.5	0.5	3.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	5	2.5	2
	Unstable	6	3.5	1.5
	Device	5	2.5	3.5
	Fusion	8.5	1	2

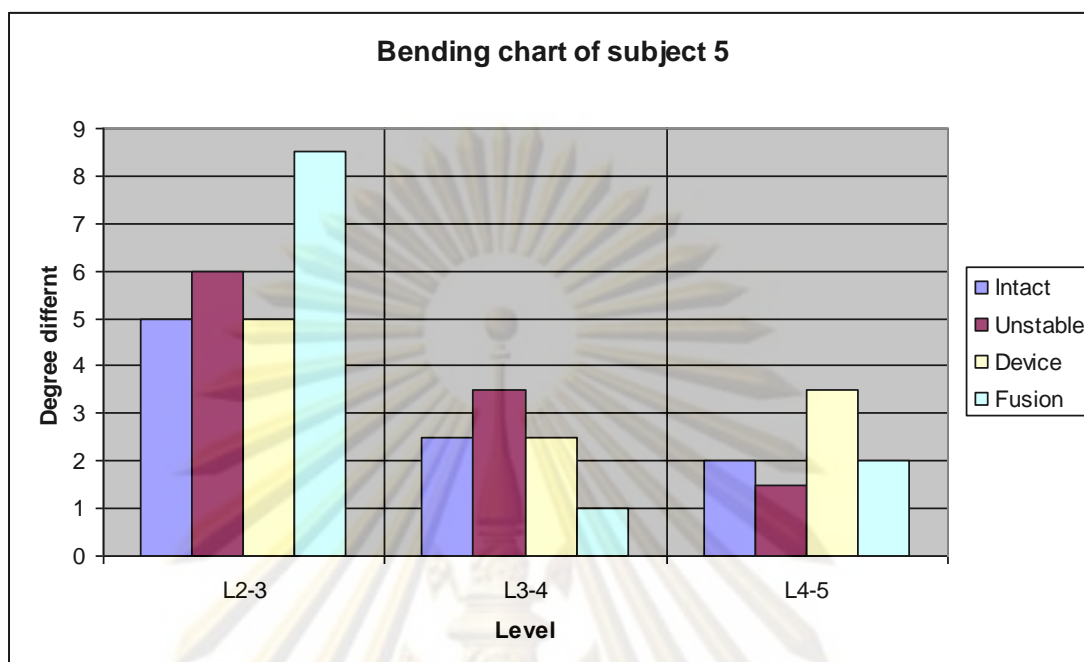
ตารางที่ 27 แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 5



รูปที่ 48 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืนตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 5



รูปที่ 49 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืนตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 5

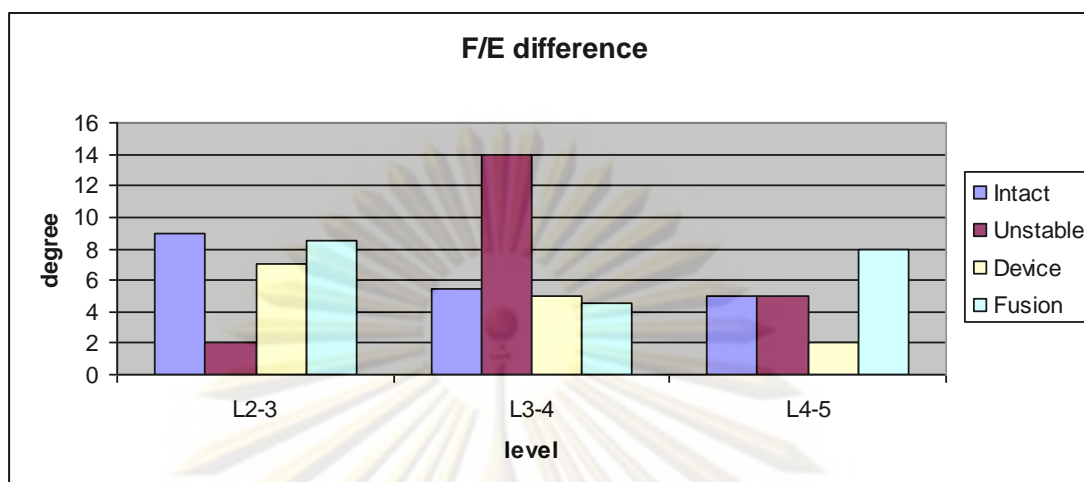


รูปที่ 50 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับ ขณะที่ตั้งยู่ตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 5

Flexion-extension range

FE diff	case5	L2-3	L3-4	L4-5
Intact		9	5.5	5
Unstable		2	14	5
Device		7	5	2
Fusion		8.5	4.5	8

ตารางที่ 28 แสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 5

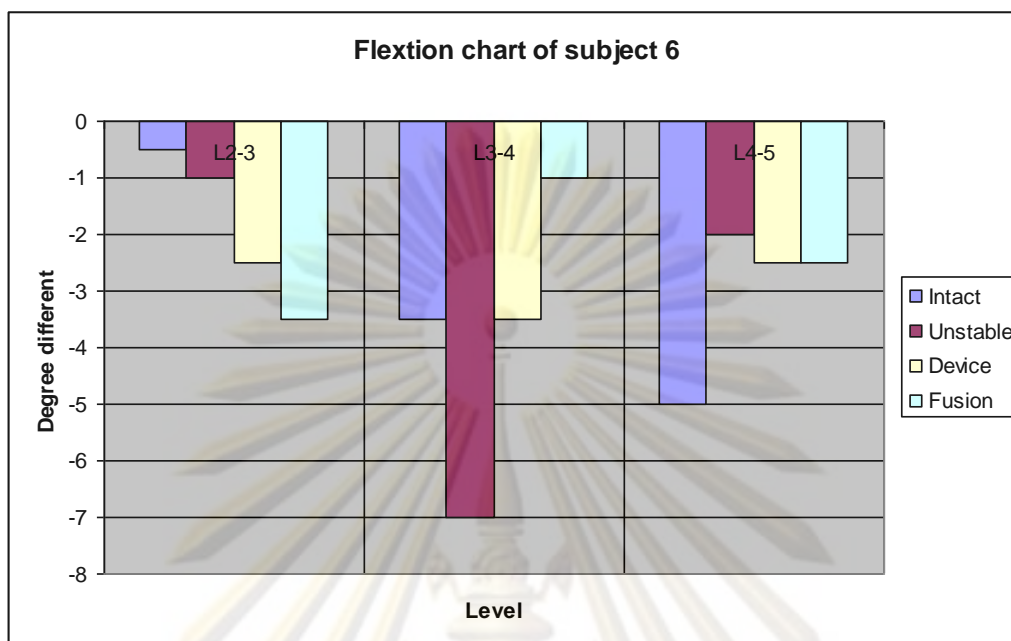


รูปที่ 51 แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 5

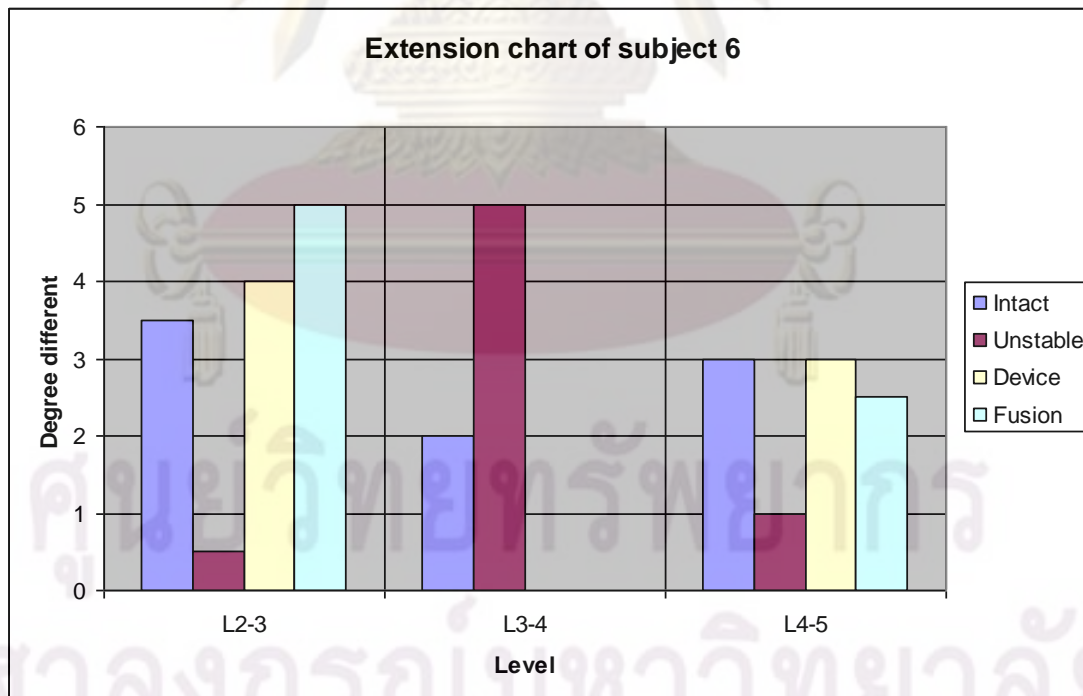
คนไข้รายที่ 6

		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	-0.5	-3.5	-5
	Unstable	-1	-7	-2
	Device	-2.5	-3.5	-2.5
	Fusion	-3.5	-1	-2.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	3.5	2	3
	Unstable	0.5	5	1
	Device	4	0	3
	Fusion	5	0	2.5
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	4.5	1	3
	Unstable	3.5	4.5	2
	Device	5	4	2
	Fusion	4.5	3	1

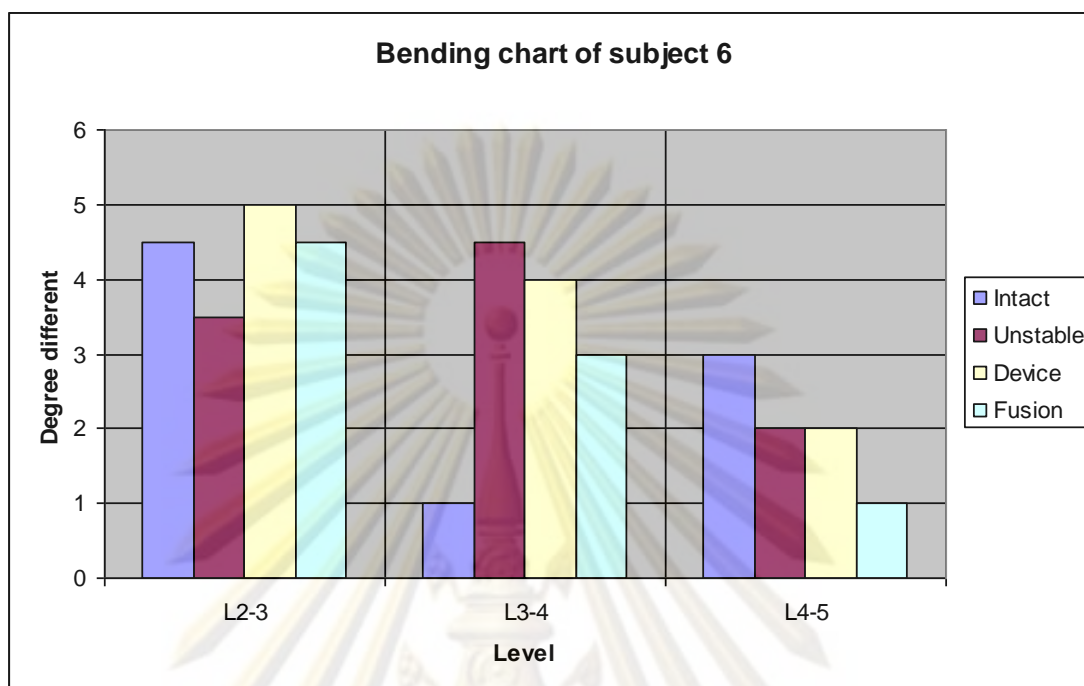
ตารางที่ 29 แสดงมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง(Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง(Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 6



รูปที่ 52 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืนตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 6



รูปที่ 53 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะ เงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืนตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 6

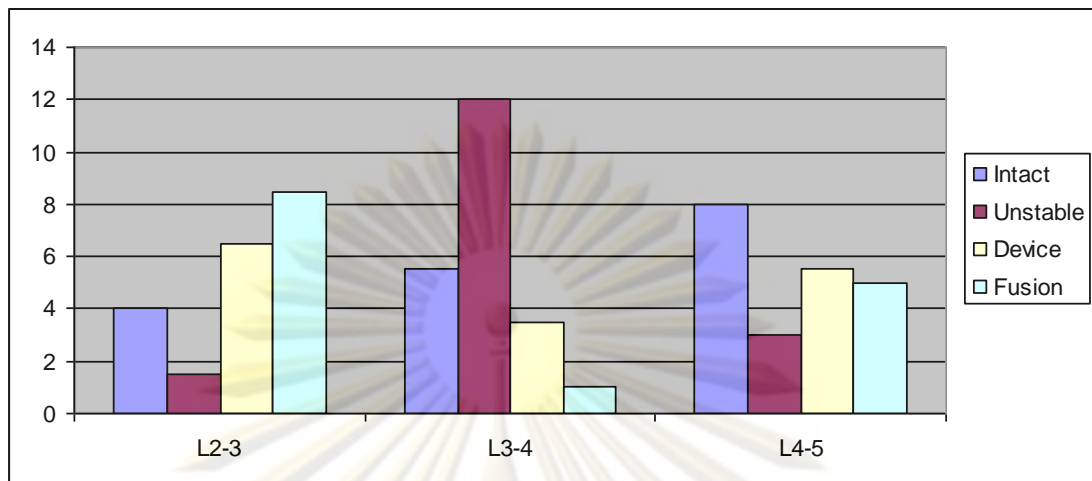


รูปที่ 54 แผนภูมิแสดงมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อของคนไข้รายที่ 6

Flexion-extension range

FE diff	case6	L2-3	L3-4	L4-5
Intact		4	5.5	8
Unstable		1.5	12	3
Device		6.5	3.5	5.5
Fusion		8.5	1	5

ตารางที่ 30 แสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 6



รูปที่ 55 แผนภูมิแสดง Flexion-extension range ของคนไข้รายที่ 6

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการวิเคราะห์

นำข้อมูลของการทดลอง Cadaver ทั้ง 6 รายมาคำนวณ Mean และ SD ใน condition ต่าง ผลดังตาราง

mean		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	-3.66	-2.91	-2.66
	Unstable	-1	-5.50	-3.83
	Device	-3.17	-2.16	-1.73
	Fusion	-5.5	-1.16	-2.50
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	2.50	1.50	4.83
	Unstable	1.58	4.25	2.75
	Device	1.91	1.41	3.01
	Fusion	2.58	0.75	4.25
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	3.66	1.58	2.50
	Unstable	3.50	3.75	2.75
	Device	4.08	2.66	2.83
	Fusion	5.66	1.50	1.66

ตารางที่ 31 แสดงค่าเฉลี่ยมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion), เงย (Extension) และเอียงข้าง (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ

SD		L2-3	L3-4	L4-5
Flexion	Intact	2.96	0.80	1.99
	Unstable	0.83	1.78	1.36
	Device	2.04	1.40	1.18
	Fusion	1.67	1.43	1.44
		L2-3	L3-4	L4-5
Extension	Intact	1.18	0.77	1.69
	Unstable	1.24	1.33	1.99
	Device	1.35	0.80	0.86
	Fusion	1.88	0.68	1.12
		L2-3	L3-4	L4-5
Bending	Intact	1.36	1.31	1.14
	Unstable	1.94	1.21	1.08

ตารางที่ 32 แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน(Standard deviation)ของมุม(motion)ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม(Flexion),เงย(Extension)และเอียงข้าง(Bending)เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยึดตรง (Neutral)ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ

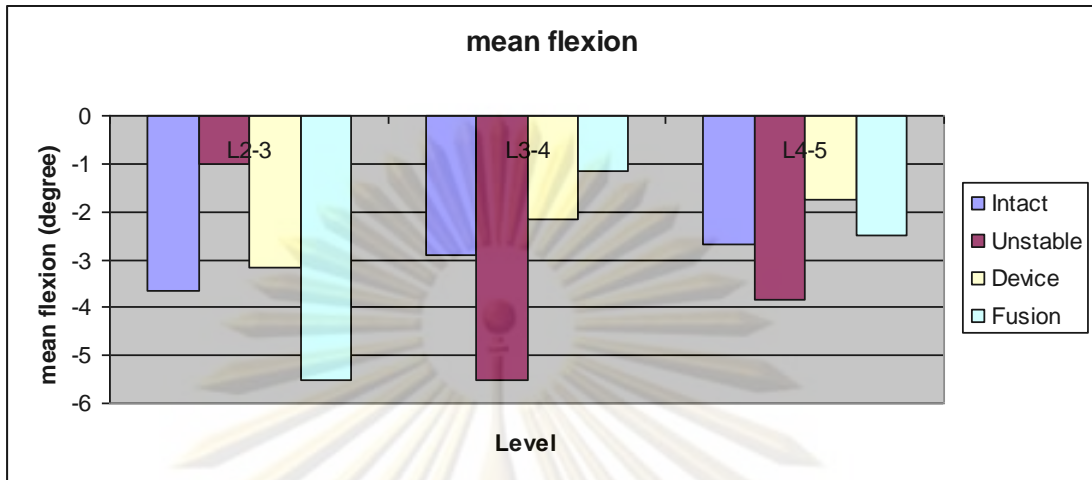
ค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมุมรวมก้มเงย (Mean and SD flexion-extension range: mean F/E Diff)

mean		L2-3	L3-4	L4-5
F/E range	Intact	6.16	4.41	7.50
	Unstable	2.58	9.75	6.58
	Device	5.08	3.58	4.75
	Fusion	6.92	1.91	6.75

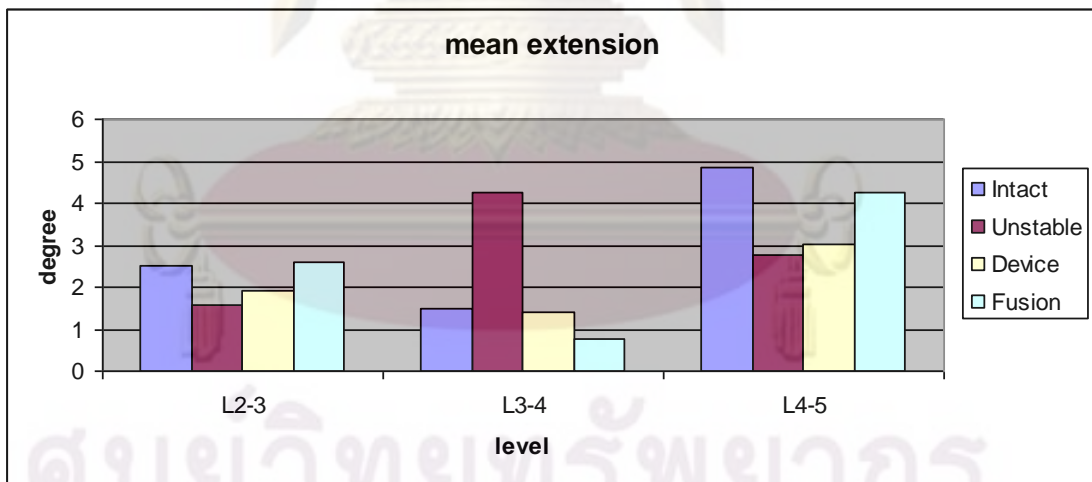
ตารางที่ 33แสดงMean flexion-extension rangeระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ

SD F/E range		L2-3	L3-4	L4-5
Intact	Unstable	2.22	0.86	2.50
	Device	1.11	2.71	2.24
	Fusion	2.85	1.06	1.96
		3.34	1.53	1.50

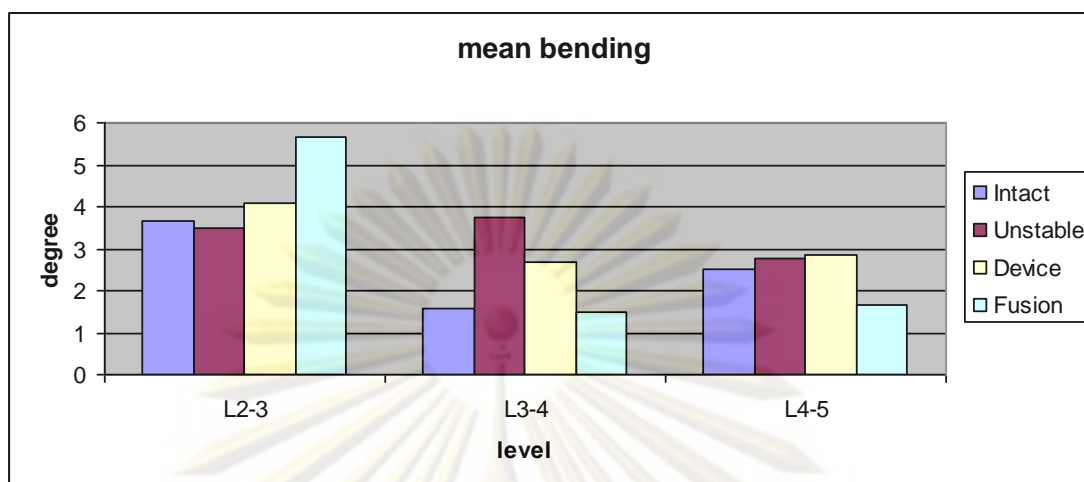
ตารางที่34แสดงstand deviation ของ flexion-extension range ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ



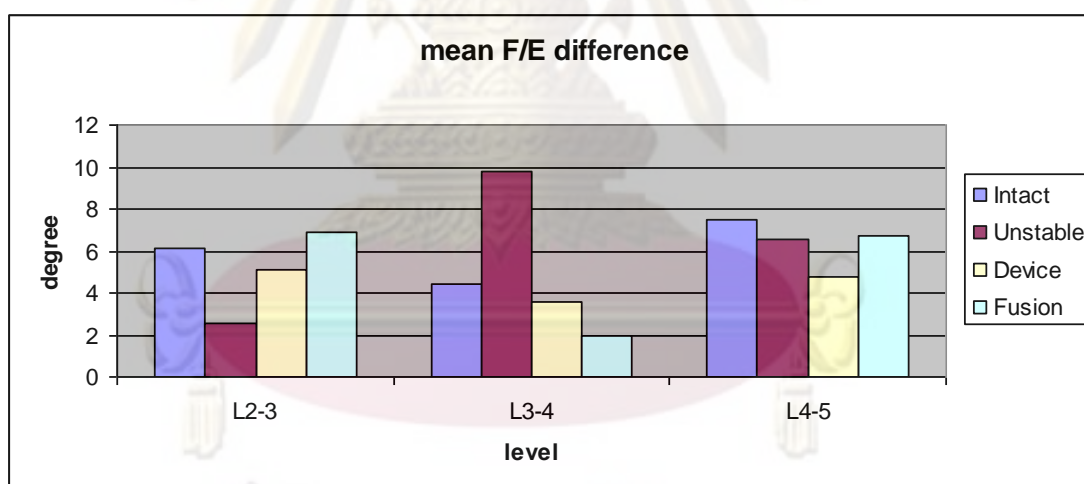
รูปที่ 56 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยมุม (Motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะก้ม (Flexion) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ



รูปที่ 57 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยมุม (Motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเงย (Extension) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ

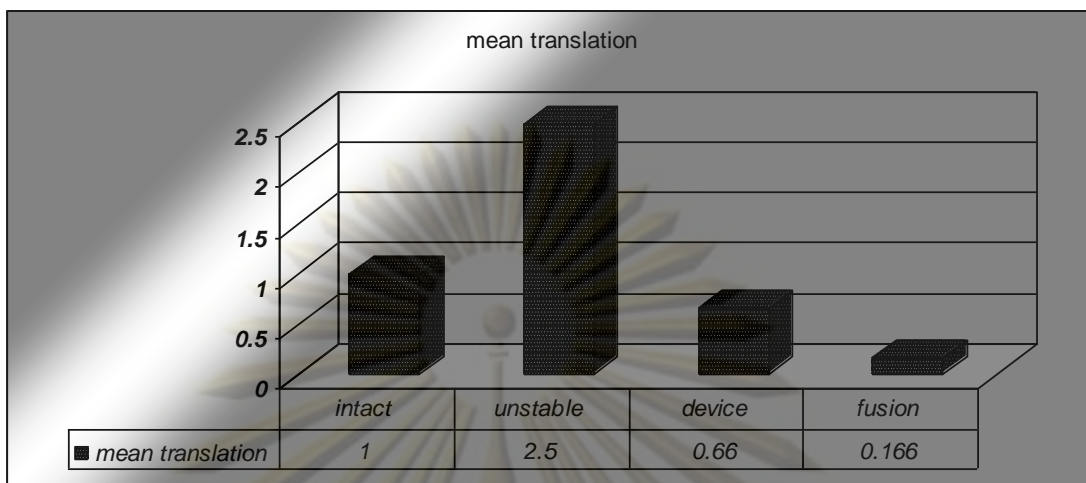


รูปที่ 58 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยมุม (motion) ที่เปลี่ยนแปลงไปขณะเอียงตัว (Bending) เมื่อเทียบกับขณะที่ตัวยืดตรง (Neutral) ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ



รูปที่ 59 แผนภูมิแสดง Mean flexion-extension range ระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อในภาวะต่างๆ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 60 แผนภูมิแสดงค่าเฉลี่ยการเลื่อน (Translation) ของกระดูกสันหลังระดับ L3-4 ขณะ flexion-extension ในสภาวะต่างๆ

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผลการเปรียบเทียบ

นำข้อมูลที่ได้ของการก้ม(flexion), เหยย(extension) , เอียงข้าง(Bending) และ มุมรวมก้มและเหยย(Flexion-Extension difference) มาเปรียบเทียบความแตกต่างทางสถิติของ ค่าระหว่าง specimen กระดูกสันหลังในสภาวะต่างๆอันได้แก่ Intact (I) , Unstable (U) , Device(D) , Fusion(F)

การทดสอบใช้การทดสอบด้วย Paired T-Test เพื่อต้องการทดสอบว่าค่าเฉลี่ย ของมุมการเคลื่อนไหวในแต่ละ condition มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ เนื่องจาก เป็นการเปรียบเทียบผลมุมการเคลื่อนไหวของสภาวะต่างๆใน specimen แต่ละ specimen

โดยกำหนดให้ $\text{Alpha} = 0.05$ (95% confidence interval)

One tail test

แสดงผลในตาราง โดยตัวอยู่ในตารางมีความหมายดังนี้

I/U = ผล T-Test ของข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่าง สภาวะ Intact และสภาวะ Unstable

I/D = ผล T-Test ของข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่าง สภาวะ Intact และสภาวะ Device

I/F = ผล T-Test ของข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่าง สภาวะ Intact และสภาวะ Fusion

U/D = ผล T-Test ของข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่าง สภาวะ Unstable และสภาวะ Device

U/F = ผล T-Test ของข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่าง สภาวะ Unstable และสภาวะ Fusion

D/F = ผล T-Test ของข้อมูลการเปรียบเทียบระหว่าง สภาวะ Device และสภาวะ Fusion

ค่าที่คำนวณได้ดังแสดงในตารางที่น้อยกว่า 0.05 จะถือว่ามีความแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) ดังจะแสดงด้วยตัวอักษรเข้ม

flexion	T-Test	L2-3	L3-4	L4-5
	I/U	0.05	0.0030	0.19
	I/D	0.38	0.11	0.10
	I/F	0.12	0.01	0.44
	U/D	0.04	0.00012	0.02
	U/F	0.002	7.49519E-05	0.10
	D/F	0.009	0.03	0.19

ตารางที่ 35 แสดงผลค่า T-Test ของมุมการก้ม (flexion) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3, L3-4, L4-5

extension	T-Test	L2-3	L3-4	L4-5
	I/U	0.16	0.002	0.003
	I/D	0.10	0.44	0.04
	I/F	0.43	0.08	0.12
	U/D	0.36	0.008	0.39
	U/F	0.21	0.002	0.02
	D/F	0.06	0.02	0.03

ตารางที่ 36 แสดงผลค่า T-Test ของมุมการเงย (Extension) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3, L3-4, L4-5

bending	T-Test	L2-3	L3-4	L4-5
	I/U	0.34	0.0008	0.36
	I/D	0.22	0.04	0.32
	I/F	0.01	0.44	0.17
	U/D	0.22	0.003	0.44
	U/F	0.004	6.73107E-05	0.06
	D/F	0.02	0.0004	0.07

ตารางที่ 37 แสดงผลค่า T-Test ของมุมการเอียง (Bending) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3, L3-4, L4-5

FE range	T-Test	L2-3	L3-4	L4-5
	I/U	0.004	0.0005	0.20
	I/D	0.28	0.06	0.03
	I/F	0.10	0.003	0.29
	U/D	0.06	0.0008	0.09
	U/F	0.0005	0.0002	0.43
	D/F	0.002	0.009	0.05

ตารางที่ 38 แสดงผลค่า T-Test ของมุมรวมการก้มเงย (flexion-extension range) เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ ของกระดูกสันหลังระดับ L2-3 , L3-4, L4-5

L 3-4	translation
T-Test	
I/U	0.003
I/D	0.23
I/F	0.02
U/D	0.006
U/F	0.001
D/F	0.04

ตารางที่ 39 แสดงผลค่า T-Test ของการเคลื่อน (translation) L3-4 เปรียบเทียบระหว่างภาวะต่างๆ

ผลการวิเคราะห์ปัจจัย (ข้อมูลจากตารางข้างต้น)

จากผลการใช้การทดสอบด้วย Paired T-Test เพื่อต้องการทดสอบว่าค่าเฉลี่ยของมุมการเคลื่อนไหวในแต่ละ Condition มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ โดยกำหนดให้ $\alpha = 0.05$ (95% confidence interval) โดยเป็นการทดสอบแบบ one tail test ได้ผลดังแสดงในตารางข้างต้นซึ่งพอจะสรุปความได้ดังต่อไปนี้

ผลการทดสอบค่ามุมก้ม (Flexion)

ระดับ L3-4 (ระดับที่มี intervention)

- มุมก้มของ specimen กระดูกสันหลังในขณะทำให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint 1 ซี่ง มีค่ามากกว่า specimen กระดูกสันหลังในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)
- การใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมก้มของ specimen กระดูกสันหลัง มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)
- การเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมก้มของ specimen กระดูกสันหลัง มีค่าลดลง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)
- มุมก้มของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) กับมุมก้มที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)
- มุมก้มของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมก้มที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมก้มของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมก้มที่เกิดภายหลังจากใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen เช่นเดียวกัน

ระดับ L2-3

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังจากใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า มีขนาดน้อยกว่า ภายหลังจากใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

ระดับ L4-5

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังจากใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) จากมุมการเคลื่อนไหวภายหลังจากใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*)

ผลการทดสอบค่ามุมงย (Extension)

ระดับ L3-4 (ระดับที่มี intervention)

- มุมงยของ specimen กระดูกสันหลังในขณะที่ทำให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint 1 ซ้าง มีค่ามากกว่า specimen กระดูกสันหลังในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมงยของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมงยของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- มุมงยของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) กับมุมงยที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมงยของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมงยที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมงยของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมงยที่เกิดภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen เช่นเดียวกัน

ระดับ L2-3

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

(Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า
ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการ
เคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4
พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับ
ภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4

ระดับ L4-5

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous
distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่าลดการเคลื่อนไหวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ
(statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า
ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการ
เคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่า
มากกว่ามุมการเคลื่อนไหวภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive
device (*Device*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

ผลการทดสอบค่ารวมมุมก้มเงย (Flexion-Extension range)

ระดับ L3-4 (ระดับที่มี intervention)

- มุมรวมก้มเงยของ specimen กระดูกสันหลังในขณะที่ทำให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint 1 ซี่ง มีค่ามากกว่า specimen กระดูกสันหลังในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)
- การใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมรวมก้มเงยของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)
- การเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมรวมก้มเงยของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)
- มุมรวมก้มเงยของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) กับมุมรวมก้มเงยที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)
- มุมรวมก้มเงยของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมรวมก้มเงยที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)
- มุมรวมก้มเงยของ specimen กระดูกสันหลังรวมก้มหลังภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมรวมก้มเงยที่เกิดภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*)

ระดับ L2-3

- มุมรวมก้มเงยการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมี

นัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมรวมก้มเงยการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมรวมก้มเงยในระดับ L2-3 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมรวมก้มเงยในระดับ L2-3 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4

ระดับ L4-5

- มุมรวมก้มเงยในระดับ L4-5 ภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่าลดการเคลื่อนไหวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมรวมก้มเงยในระดับ L4-5 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมรวมก้มเงยในระดับ L4-5 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4พบว่ามากกว่ามุมรวมก้มเงยภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

ผลการทดสอบค่าเอียงข้าง (Bending)

ระดับ L3-4 (ระดับที่มี intervention)

- มุมเอียงของ specimen กระดูกสันหลังในขณะที่ทำให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint 1 ข้าง มีค่ามากกว่า specimen กระดูกสันหลังในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ภายหลังจากทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมเอียงของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ภายหลังจากทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้มุมเอียงของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- มุมเอียงของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen ยังคงมากกว่ามุมเอียงที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- มุมเอียงของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมเอียงที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมเอียงของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมเอียงที่เกิดภายหลังจากการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen เช่นเดียวกัน

ระดับ L2-3 (ระดับข้างเคียง)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังจากการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

(statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่าเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L2-3 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่ามีค่ามากกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4

ระดับ L4-5

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ในระดับ L3-4 พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับมุมการเคลื่อนไหวในภาวะปกติ (*Intact*)

- มุมการเคลื่อนไหวในระดับ L4-5 ภายหลังการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ในระดับ L3-4 พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Statistical significant) เมื่อเทียบกับภายหลังการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

ผลการวิเคราะห์ข้อมูลทดสอบการเลื่อน (Translation)

- การเลื่อน (translation) ของspecimenกระดูกสันหลังในขณะทำให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint 1 ข้าง มีค่ามากกว่าการเลื่อนของ specimen กระดูกสันหลังในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ภายหลังจากการทำให้กระดูกสันหลังเสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้การ translation ของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ภายหลังจากการทำให้กระดูกสันหลังเสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้การtranslation ของ specimenกระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การ translation ของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen มีขนาดไม่แตกต่างกับการเลื่อน (translation) ที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

- การ translation ของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

เมื่อเทียบกับการ Translation ที่เกิดในภาวะปกติ (*Intact*)

- การ translation ของ specimen กระดูกสันหลังภายหลังจากการเชื่อมกระดูก (*Fusion*) ของ Unstable specimen ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) เมื่อเทียบกับ translation ที่เกิดภายหลังจากการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) กับ Unstable specimen เช่นเดียวกัน

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัย

การทำการตัด facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (dissectomy) ในกระดูกสันหลังระดับ L3-4 ก่อให้เกิดการเพิ่มขึ้นของค่าเฉลี่ยมุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังระดับ L3-4 เมื่อเทียบกับกระดูกสันหลังปกติ(Intact specimen) ดังต่อไปนี้คือมุมก้ม(flexion) 2.9 เป็น 5.5 องศา , มุมเงย (Extension) 1.5 เป็น 4.25 องศา , มุมรวมก้มเงย (Flexion-Extension difference) 4.41 เป็น 9.75 องศา มุมเอียง(Bending) 1.58 เป็น 3.75 องศา ซึ่งการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวข้างต้นทั้งหมด เป็นการเปลี่ยนแปลงที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ(statistical significant) $P < 0.05$

นอกจากนี้แล้วการทำการตัด Facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (dissectomy) ในกระดูกสันหลังระดับ L3-4 ยังก่อก่อให้เกิดการเลื่อนของกระดูกสันหลังระดับ L3-4 เมื่อเทียบกับกระดูกสันหลังปกติ(Intact specimen) เพิ่มจากค่าเฉลี่ย 1 mm เป็น 2.5 mm เป็นการเปลี่ยนแปลงที่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) $P < 0.05$

อีกทั้งพบว่าการเลื่อน(Translation) ของspecimenกระดูกสันหลังในขณะทำให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) โดยการตัดหมอนรองกระดูกและข้อ facet joint 1 ข้าง มีค่าเฉลี่ย 2.5 mm ซึ่งมากกว่าการเลื่อนของspecimen กระดูกสันหลังในภาวะปกติ (*Intact*) ซึ่งมีค่าเฉลี่ย 1 mm อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant)

ดังนั้นจึงสรุปว่า การตัด Facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (dissectomy) ในกระดูกสันหลังระดับ L3-4 ในการทดลองครั้งนี้สามารถทำให้กระดูกสันหลังเสียความมั่นคงเมื่อเทียบกับกระดูกสันหลังปกติ(Intact spine) ได้จริง

ผลต่อมุมเคลื่อนไหวในระดับ L3-4 ต่อการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่ระดับ L3-4 สามารถลดการเพิ่มของ motion หลังจากการทำการตัด facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (dissectomy) ได้ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในด้านการก้ม (flexion) 5.50 เป็น 2.16 องศา, การเงย (Extension) 4.25 เป็น 1.41 องศา, มุมรวมก้มเงย

(Flexion-Extension difference) 9.75 เป็น 3.58 องศา, มุมเอียง (bending) 3.75 เป็น 2.66 องศา

Motion ที่ลดลงจากการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ระดับ L3-4 นี้ ทำให้มุมการเคลื่อนไหวภายหลังใส่ device มีค่าอยู่ในระดับใกล้เคียงกับ intact spine ในแง่ของ flexion, extension และ flexion-extension difference (F/E arch) กล่าวคือ flexion (2.91, 2.16 องศา), extension (1.50, 1.41 องศา), flexion-extension difference (F/E arch) (4.41, 3.58 องศา) โดยตัวเลขแรกคือ มุมของ intact, ตัวเลขหลังคือมุมของ device group ตามลำดับ

ส่วนมุมการเอียงในระดับ L3-4 นั้นการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ระดับ L3-4 นี้ทำให้มุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังลดลงกว่าใน unstable spine (1.58 องศา) แต่ยังคงมีการเคลื่อนไหวที่มากกว่า intact spine (1.58 องศา) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) $P < 0.05$

การใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ระดับ L3-4 พบว่ามุมการเคลื่อนไหวในทุกๆแนว (Flexion, extension, bending) ยังคงไว้ในระดับหนึ่งเมื่อเทียบกับการ fusion เห็นได้จากมุมการเคลื่อนไหวภายหลังการใส่ Interspinous distractive device ที่มากกว่า ภายหลังการ fusion ในทุกๆแนว อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) $P < 0.05$

อีกทั้งพบว่าการใส่ Modified U-shape interspinous distractive device (*Device*) ภายหลังการทำกระดูกให้เสียความมั่นคง (*Unstable*) ทำให้ค่าเฉลี่ยการ translation ของ specimen กระดูกสันหลังมีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (statistical significant) จาก 2.5mm เป็น 0.66 mm เช่นเดียวกับการเชื่อมต่อ ที่ลดการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังเฉลี่ยเหลือ 0.166 mm

จึงพบสรุปได้ว่าภายใต้ Physiologic load นั้นพบว่า Interspinous distractive device ชนิดใหม่นี้สามารถลดการเพิ่มขึ้นของ segmental motion และ translation ภายหลังการทำการตัด facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (discectomy) โดยยังคงไว้ซึ่งมุมการเคลื่อนไหวในระดับหนึ่งต่างจากการรักษาด้วยการเชื่อมต่อ (Fusion)

ผลของการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ระดับ L3-4 ต่อมุมการเคลื่อนไหวของ motion segment ข้างเคียง

ในระดับ L2-3 การใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่ระดับ L3-4 ไม่ทำให้มุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในระดับ L2-3 เปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งในแนว flexion, extension, bending และ Flexion extension arch เมื่อเทียบกับ intact spine

ส่วนในระดับ L4-5 นั้น การใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่ระดับ L3-4 ไม่ทำให้มุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในระดับ L4-5 เปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในแนว flexion และ bending ส่วนในแนว extension นั้นการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ที่ระดับ L3-4 มีผลทำให้มุมการ extension ในระดับ L 4-5 ลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับ intact spine

โดยสรุปผลต่อการเคลื่อนไหวของ Motion segment ข้างเคียงภายหลังการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่ระดับ L3-4 ในการทดลองนี้ไม่มีผลเพิ่มการเคลื่อนไหว motion segment ข้างเคียงแต่อย่างไรโดย มุมการเคลื่อนไหวทั้งหมดมีค่าไม่ต่างจากใน intact spine ยกเว้นการ extension ในระดับ L 4-5 ที่กลับลดลงกว่า intact spine อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ผลต่อมุมการเคลื่อนไหวของ Motion segment ข้างเคียงเมื่อเทียบระหว่างการใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่กับการเชื่อมข้อ (fusion) ที่ระดับ L3-4

การ fusion มีผลให้เกิดค่าเฉลี่ยการเคลื่อนไหวในระดับข้างเคียง (L2-3 ,L4-5) ที่มากกว่าการใส่ Interspinous distractive device ทั้งในแง่ของ flexion , extension , bending และ Flexion-extension arch ของการทดลองทั้งในระดับ L2-3 และ L4-5 ยกเว้นการ bending ในระดับ L4-5 อย่างไรก็ตามความแตกต่างที่มีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.5$) มีเฉพาะ มุม flexion L2-3 , extension L4-5 , Flexion-extension arch L2-3 ,L4-5 และ bending L2-3 เท่านั้น

อภิปรายผลการวิจัย

ผลของ Modified U-shape Interspinous distractive device ต่อมุมการเคลื่อนไหว (motion) และการเลื่อน (translation) ของกระดูกสันหลังในระดับที่ใส่ device

Modified U-shape Interspinous distractive device สามารถลดการเพิ่มของ motion หลังจากการทำการตัด facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (dissectomy) ได้อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งในด้านการก้ม (flexion), การเงย (Extension), มุมรวมก้มเงย (Flexion-Extension difference, มุมเอียง(bending) รวมถึงการเคลื่อน(translation) ของกระดูกสันหลัง (spinal motion segment) ได้อย่างมีนัยสำคัญ ในระดับที่ใส่ device ชนิดนี้

การใส่ Interspinous distractive device ชนิดใหม่นี้สามารถควบคุมมุมการเคลื่อนไหว ภายหลังจากใส่ device จนมีค่าอยู่ในระดับใกล้เคียงกับ intact spine ในแง่ของ flexion, extension และ Flexion-extension arch อย่างไรก็ตามมุม bending แม้จะควบคุมได้ในระดับหนึ่งแต่ก็ยังคงมากกว่ามุม bending ใน intact spine อย่างมีนัยสำคัญ

ภายหลังจากใส่ Device พบว่าสามารถลดมุมการเงยของกระดูกสันหลังที่ไม่มั่นคงลงมาจนอยู่ในระดับใกล้เคียงกับ intact spine (94% of intact spine) โดยส่วนประกอบของ device ที่ control การ extension คือส่วนของ U-shape titanium ที่ค้ำอยู่ระหว่าง spinous process แสดงให้เห็นว่า stiffness ของ U-shape titanium มีความเหมาะสมดี

ในขณะที่มุมก้มพบว่าลงมาจนอยู่ในระดับใกล้เคียงกับ intact spine ในระดับหนึ่ง (75% of intact spine) โดยส่วนประกอบของ device ที่ control การ flexion คือส่วนของ Titanium wire แสดงว่า stiffness ของ Titanium wire ยังมากเกินไป การพัฒนาโดยการลด stiffness ของ Titanium wire อาจทำได้โดยการลดขนาด wire ลงหรือใช้ material ที่มี elastic modulus ลดลง

ส่วนมุม Bending นั้นแม้ภายหลังจากใส่ device สามารถลดมุมการเอียงของกระดูกได้ แต่ยังคงมีมุมที่มากกว่า intact spine (168%) มากแสดงว่า device ชนิดนี้ยังควบคุมมุมเอียงได้น้อยอาจมาจาก device ที่อยู่แค่ส่วน spinous process ที่เล็กไม่สามารถควบคุมมุมเอียงได้โดยตรง อีกทั้งไม่มีส่วนที่ restrain bending โดยตรง

จึงพบสรุปได้ว่าภายใต้ Physiologic load นั้นพบว่า Interspinous distractive device ชนิดใหม่นี้สามารถควบคุมการเพิ่มขึ้นของ segmental motion และ translation ภายหลังจากการ

ทำการตัด facet joint และ ตัดหมอนรองกระดูก (dissectomy) โดยยังคงไว้ซึ่งมุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในระดับหนึ่งต่างจากการรักษาด้วยการเชื่อมข้อ (Fusion) ซึ่งจำกัดการเคลื่อนไหวจนเกือบไม่มีการเคลื่อนไหวที่ระดับนั้นๆ

ผลของ Modified U-shape Interspinous distractive device ต่อมุมการเคลื่อนไหว (motion)ของกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียง

การใส่ Modified U-shape Interspinous distractive device ชนิดใหม่ไม่มีผลทำให้มีการเพิ่มขึ้นของมุมการเคลื่อนไหวต่างๆ ในกระดูกสันหลังระดับข้างเคียงอันเป็นปัจจัยสำคัญที่จะทำให้เกิดการเสื่อมของกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียงที่เร็วกว่าปกติ (Adjacent segment degeneration) เหตุผลที่เป็นเช่นนี้น่าจะเกิดจากการที่ในระดับที่ใส่ device ยังคงมี motion ที่ใกล้เคียงกับ intact spine ทำให้ไม่ต้องการเพิ่มการเคลื่อนไหวในระดับข้างเคียงมาชดเชย

มุมการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียงภายหลังการใส่ Interspinous distractive device มีค่าเฉลี่ยการเคลื่อนไหวน้อยกว่ามุมการเคลื่อนไหวของกระดูกภายหลังการ fusion ทั้งในแง่ของ flexion, extension และ bending โดยเฉพาะมุม flexion และ Flexion-extension arch ที่ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ การหลีกเลี่ยงการเคลื่อนไหวที่มากผิดปกติเช่นในการรักษาด้วยการเชื่อมกระดูกน่าจะยังผลหลีกเลี่ยงการเสื่อมของกระดูกสันหลังในระดับข้างเคียงที่เร็วกว่าปกติ (Adjacent segment degeneration) ได้

ข้อเสนอแนะ

- เนื่องจาก Interspinous distractive device ชนิดใหม่ แม้จะสามารถควบคุมการเพิ่มของมุมการเคลื่อนไหวขณะ bending ในระดับหนึ่งเมื่อเทียบกับ unstable spine แต่พบว่ายังคงมีการเคลื่อนไหวในแนวเฉียงที่มากกว่าใน intact spine อย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นถ้าจะมีการนำมาใช้จริงก็ควร จะต้องมีการออกแบบเพิ่มเติมด้วย design ที่สามารถควบคุมการเอียง (bending) ได้มากขึ้นให้มีผลใกล้เคียง intact spine มากที่สุดเพื่อเป็นการเลียนแบบธรรมชาติ
- ศึกษาถึง stiffness ของ material รวมทั้งความหนาและ dimension ของ device เพิ่มเติมเพื่อให้ได้ device ที่สามารถควบคุมการเคลื่อนไหวของ unstable spine ได้ใกล้เคียงกับ spine ปกติมากที่สุด โดยเฉพาะการพัฒนาโดยการลด stiffness ของ Titanium wire อาจทำได้โดยการลดขนาด wire ลงหรือใช้ material ที่มี elastic modulus ลดลง
- ศึกษาเพิ่มเติมถึง load ที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกและ Facet joint ซึ่งย่อมมีผลต่อความสำเร็จในการผ่าตัดรักษาด้วย device ชนิดนี้เช่นเดียวกับผลจากการ control motion ที่ดีดังได้ศึกษาแล้วในการทดลอง cadaveric study นี้
- ศึกษาเพิ่มเติมถึงกลไกการ lock Titanium wire รวมถึงการ applies modified U-shape device ให้สามารถมีความสะดวกในการนำมาใช้จริง

รายการอ้างอิง

- [1] Verbiest H. A radicular syndrome from developmental narrowing of the lumbar vertebral canal. J Bone Joint Surg Br 36(1954):230–7.
- [2] Kirkaldy-Willis WH, Wedge JH, Yong-Hing K, et al. Pathology and pathophysiology of lumbar spondylosis and stenosis. Spine 3(1978):319–28.
- [3] Willen J, Danielson B, Gaulitz A, et al. Dynamic effects on the lumbar spinal canal: Axially loaded CT myelography and MRI in patients with sciatica and/or neurogenic claudication. Spine 22(1997):2968–76.
- [4] Wildermuth S, Zanetti M, Duewell S, et al. Lumbar spine: quantitative and qualitative assessment of positional (upright flexion and extension) MR imaging and myelography. Radiology 207(1998):391–8.
- [5] Herno A, Airaksinen O, Saari T. Computed tomography after laminectomy for lumbar stenosis. Spine 19(1994):1975–8.
- [6] Herno A, Saari T, Suomalainen O, et al. The degree of decompressive relief and its relation to clinical outcome in patients undergoing surgery for lumbar spinal stenosis. Spine 24(1999):1010–4.
- [7] Caserta S, La Maida GA, Misaggi B, et al. Elastic stabilization alone or combined with rigid fusion in spinal surgery: a biomechanical study and clinical experience based on 82 cases. Eur Spine J 11(2002):192–7.
- [8] Gardner A, Pande KC. Graf ligamentoplasty: a 7-year follow-up. Eur Spine J 11(2002) :157–63.
- [9] Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. Eur Spine J 11(2002):170–8.
- [10] Nachemson AL. Disc pressure measurements. Spine 6(1981):93– 7.
- [11] Ariga K, Miyamoto S, Nakase T, et al. The relationship between apoptosis of

endplate chondrocytes and aging and degeneration of the intervertebral disc. Spine 26(2001):2414–20.

- [12] McNally DS. The objectives for the mechanical evaluation of spinal instrumentation have changed. Orthop Clin N Am 11(2002):179– 85.
- [13] Boos N, Webb JK. Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view. Eur Spine J. 6(1997):2– 18.
- [14] Gibson JN, Grant IC, Waddell G. The Cochrane review of surgery for lumbar Disc prolapse and degenerative lumbar spondylosis. Spine 24(1999):1820– 32.
- [15] Bjarke Christensen F, Stender Hansen E, Laursen M, Thomsen K, Bungert CE. Long-term functional outcome of pedicle screw instrumentation as a support for posterolateral spinal fusion: randomized clinical study with a 5-year follow-up. Spine 27(2002):1269– 77.
- [16] Christensen FB, Thomsen K, Eiskjaer SP, Gelinick J, Bungert CE. Functional outcome after posterolateral spinal fusion using pedicle screws: comparison between primary and salvage procedure. Eur Spine J 7(1998):321– 7.
- [17] Dahl B, Gehrchen P, Blyme P, Kiaer T, Tondevold E. Clinical outcome after spinal fusion with a rigid versus a semi-rigid pedicle screw system. Eur Spine J 6(1997): 412– 6.
- [18] Kawakami M, Tamaki T, Ando M, Yamada H, Hashizume H, Yoshida M. Lumbar

sagittal Balance influences the clinical outcome after decompression and posterolateral spinal fusion for degenerative lumbar spondylolisthesis. Spine 27(2002):59– 64.

[19] Lindsey DP, Swanson KE, Fuchs P, et al. The effects of an interspinous implant on The kinematics of the instrumented and adjacent levels in the lumbar spine.Spine 28(2003):2192–7.

[20] Wilke H, Neef P, Hinz B, Seidel H, Claes L. Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. Clin Biomech 16(2001) :111– 26.

[21] Swanson KE, Lindsey DP, Hsu KY, et al. The effects of an interspinous implant on intervertebral disc pressures. Spine 28(2003):26–32.

[22] Wiseman C, Lindsey DP, Fredrick AD, et al. The effect of an interspinous Process implant on facet loading during extension. Spine 30(2005):903–907.

[23] Abumi K, Panjabi M, Kramer KM, et al: Biomechanical Evaluation of Lumbar Spinal Stability after Graded Facetectomies. Spine15(1990):1142-1147.

[24] Minns RJ, Walsh WK. Preliminary design and experimental studies of a novel soft Implant for correcting sagittal plane instability in the lumbar spine. Spine 22(1997):1819– 25.

[25] Chan Shik Shim, Seoung Woo Park, Sang-Ho Lee et al. Biomechanical Evaluation of an Interspinous Stabilizing Device, Locker.Spine 33(2008):820-7

- [26] Tsai KJ, Murakami H, . Lowery GL, et al. A Biomechanical Evaluation of an Interspinous Device (coflex™ Device) used to Stabilize the Lumbar Spine. J surg orthop adv 15(2006):167-172.
- [27] Tobias LS, Christof H, Marcel H,etal. The effect of dynamic, semi-rigid implants on the range of motion of lumbar motion segments after decompressio. Eur Spine J 17(2008):1057–1065.
- [28] Philippe G, Daniel H, Paul A. T, et al. Comparative biomechanical investigation of a modular dynamic lumbar stabilization system and the Dynesys system. Eur Spine J 18(2009):1504–1511.
- [29] Frank MP, Leonard IV, Ioannis NG, et al. Biomechanics of posterior dynamic stabilizing device (DIAM) after facetectomy and discectomy. The Spine Journal 6(2006):714–722.
- [30] Adams MA. Mechanical testing of the spine: An appraisal of methodology, results, And conclusions. Spine 20(1995):2151–6.



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

- นพ.วีรศักดิ์ สิงหนัดกิจ
- เกิดวันที่ 6 สิงหาคม พ.ศ. 2524 สถานที่เกิด กรุงเทพมหานคร
- วุฒิการศึกษา สำเร็จปริญญาตรีแพทยศาสตรบัณฑิต จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีที่ สำเร็จการศึกษา พ.ศ. 2546
- หลังจบการศึกษาระดับปริญญาตรี ได้ปฏิบัติงานเป็นแพทย์เพิ่มพูนทักษะ ณ
รพ.ธรรมศาสตร์เฉลิมพระเกียรติ เป็นเวลา 3 ปี
- ปัจจุบันเป็นแพทย์ประจำบ้านแผนกศัลยกรรมกระดูก โรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์
สหภาพชาติไทย

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย