

การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

DESIGN AND ANALYSIS OF LUMBOSACRAL ORTHOTIC SUPPORTER BY
USING FINITE ELEMENT METHOD



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2560

KMITL-2017-EN-M-045-088

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

DESIGN AND ANALYSIS OF LUMBOSACRAL ORTHOTIC SUPPORTER BY
USING FINITE ELEMENT METHOD



T148756



เลขหมู่.....
เลขทะเบียน **148756**
ในเดือนปี **23 11 2560**

b. **00267098**
l.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2560

KMITL-2017-EN-M-045-088

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DESIGN AND ANALYSIS OF LUMBOSACRAL ORTHOTIC SUPPORTER BY
USING FINITE ELEMENT METHOD



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDECAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2017

KMITL-2017-EN-M-045-088

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2017


FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
Thesis Title Design and Analysis of Lumbosacral Orthotic Supporter by using Finite Element Method
นักศึกษา นางสาวกมลฉัตร อภิวัฒน์ชัชกุล
รหัสประจำตัว 59601298
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2017-EN-M-045-088

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.อาทร	สรรพานิช	
รศ.ดร.สุรพันธ์	เอื้อไพบูลย์	
ดร.เมทินี	จรรยาสุภาพ	
ผศ.ดร.สุพันธ์	ตั้งจิตกุลสมัน	
ผศ.ดร.ภัทรพงษ์	ผาสุกกิจ	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพุธที่ 12 กรกฎาคม พ.ศ. 2560 เวลา 09.00-11.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 5

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. कमสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษา ฉบับนี้ | คณะวิศวกรรมศาสตร์ | โยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตั้งแต่วันที่ 12 กรกฎาคม พ.ศ. 2560 นี้มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
นักศึกษา	นางสาวกมลฉัตร อภิวัฒน์กุล
รหัสนักศึกษา	59601298
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบอุปกรณ์พยุงหลังสำหรับกลุ่มเสี่ยงที่จะเป็นโรคปวดหลังในอนาคตในรูปแบบโมเดลสามมิติ ทำการทดสอบประสิทธิภาพและผลกระทบที่ได้รับจากการสวมใส่อุปกรณ์โดยใช้ระบบจำลองเหตุการณ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม ANSYS อ้างอิงอิริยาบถท่าทางสามท่า ได้แก่ สะพายกระเป๋า 15 กิโลกรัม ท่าก้มโค้งและท่าเอนพิงหลัง ซึ่งท่าทางเหล่านี้เป็นท่าทางที่มักเป็นสาเหตุหลักของโรคปวดหลังหรือปวดหลังส่วนล่างที่พบเห็นได้ในชีวิตประจำวัน การจำลองใช้โมเดลสามชิ้นเป็นองค์ประกอบคือ แบบจำลองเครื่องพยุงส่วนนอกสำหรับเอว แบบจำลองร่างกายส่วนลำตัวและศีรษะ และโมเดลจำลองกระดูกไขสันหลัง(กระดูกสันหลังส่วนคอ (C2) ถึงกระดูกกระเบนเหน็บ (Sacrum, S)) กำหนดค่าแรงสมมติและตำแหน่งตามหลักชีวกลศาสตร์ของร่างกายในแต่ละอิริยาบถ จากผลการจำลองเหตุการณ์พบว่าอุปกรณ์ที่ออกแบบสามารถลดความเสียหายที่เกิดที่ไขสันหลังโดยรวมได้จริง ทั้งด้านจำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกไขสันหลังและลดค่าความเค้นกับค่าความเครียดที่เกิดบนกระดูกไขสันหลังกับหมอนรองกระดูก ในประเด็นสรุป งานวิจัยให้ความสำคัญที่กระดูกไขสันหลัง L1-L5 ที่เป็นกระดูกสันหลังส่วนล่างเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มักเกิดความเสียหายมากที่สุด และเป็นส่วนแรกๆ ที่ทำให้เกิดอาการปวดหลัง ผลลัพธ์ที่เกิดในตำแหน่งเหล่านี้สามารถสรุปได้ว่า ท่าก้มโค้ง การขยับลดลง 54-67% ความเค้นและความเครียดลดลง 3-72% ขณะที่ท่าเอนหลัง การขยับลดลง 71-83% ความเค้นและความเครียดลดลง 54-78% ส่วนกรณีท่าสะพายกระเป๋า 15 กิโลกรัม ลดการขยับของแกนกระดูกลงได้ถึง 29-45% ความเค้นและความเครียดที่กระดูกสันหลัง L1, L2 และ L5 หมอนรองกระดูกที่ L3-L4, L4-L5 และ L5-S ลดลง 10-30% แต่มีเปอร์เซ็นต์เพิ่มที่กระดูกสันหลัง L3 ถึง 54% และ L4 เพิ่มขึ้น 1% ที่หมอนรองกระดูก L1-L2 กับ L2-L3 เพิ่มขึ้น 44%-50% และ 28%-38% ตามลำดับ แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ช่วยพยุงหลังที่ออกแบบนั้นให้ผลลัพธ์ออกมาในระดับที่น่าพอใจสำหรับท่าก้มโค้งกับท่าเอนหลัง แต่ไม่ค่อยเหมาะที่จะใช้ในกรณีสะพายกระเป๋า 15 กิโลกรัมบนไหล่

คีย์เวิร์ด— เครื่องพยุงส่วนนอกสำหรับเอว, แบบจำลอง 3 มิติ, ANSYS, ไขสันหลัง, โรคปวดหลัง, ท่าทาง

Thesis	Design and Analysis of Lumbosacral Orthotic Supporter by using Finite Element Method
Student	Miss. Kamonchat Apivanichkul
Student ID	59601298
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2017
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Pattarapong Phasukkit

ABSTRACT

This thesis was conducted to design lumbosacral orthotic supporter for risk groups who maybe get low back pain in future in 3D model. Performed efficiency and effects experiment when user wore by finite element simulations with ANSYS. In simulations were referred three postures; carrying 15kg-bag on the shoulder, bending and leaning (lay down). These postures are the most common cause of back pain or low back pain which can see in daily life. Used three models components; lumbosacral orthotic supporter model, upper and middle body model and spine model (Axis(C2)-Sacrum(S)). Force and position were added followed by biomechanics in each posture. Results showed that it can really decrease damage at spine both limiting spine movement and decreasing lumbar bone's and lumbar disc's stress-strain. In main point, this research was focused on L1-L5 because they were injured more than other and primary damage position. Simulation conclude that deformation and stress-strain were decreased 54-67% and 3-72% respectively in bending posture, while leaning posture help to decrease 71-83% on deformation and 54-78% on stress-strain. In carrying 15kg-bag on the shoulder case, deformation was decreased 29-45% and stress-strain was decreased 10-30% at L1, L2, L5 of lumbar bone and L3-L4, L4-L5 and L5-S lumbar disc. But it increased 54% at L3, 1% at L4, 44-50% at L1-L2 lumbar disc and 28-38% at L2-L3 lumbar disc, respectively. Those showed that designed lumbosacral orthotic supporter gave satisfactory results for bending and lay down but wasn't suitable for carrying 15kg-bag on the shoulder.

Keywords— lumbosacral orthotic supporter, 3D model, ANSYS, spine, back pain, posture

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ดีด้วยความอนุเคราะห์จากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ ให้ความช่วยเหลือ เสนอแนะแนวทางช่วยสำหรับงานวิจัยและการวางแผนงานต่างๆ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ไขปัญหาเกี่ยวกับการทำวิจัย ตลอดจนความเอาใจใส่ ความเป็นห่วงเป็นใยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งความรู้ โอกาสและประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ผู้ทำวิจัยรู้สึกซาบซึ้งในการอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ รุ่งพีใน Burn Lab ที่คอยช่วยเหลือ เอื้ออำนวยในหลายๆ ด้านที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับงานวิจัย สนับสนุน และให้กำลังใจมาโดยตลอด

ขอขอบคุณคณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำและชี้แนะแนวทาง

ขอขอบพระคุณนางลัดดาวัลย์ อภิวิณิชย์กุล ผู้เป็นมารดาของข้าพเจ้า ที่จุดประกายความคิด งานวิจัยนี้ และเป็นต้นแบบส่วนโค้งของหลังสำหรับใช้เป็นต้นแบบสร้างโมเดลสามมิติ และสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ

ขอขอบพระคุณนายพัฒนะ อภิวิณิชย์กุล ผู้เป็นบิดา และครอบครัวที่คอยให้การสนับสนุนและให้กำลังใจตลอดมา

ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าผลการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่บุคลากรทางการศึกษาและผู้สนใจทั่วไป ตลอดจนจะเป็นประโยชน์ในการสร้างอุปกรณ์เพื่อสุขภาพต่อไป

กมลฉัตร อภิวิณิชย์กุล

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	X
สารบัญรูป.....	XIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย	3
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	3
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry) และการยศาสตร์ (Ergonomics).....	5
2.1.1 บทนำและความหมาย (Introduction and Definition).....	5
2.1.2 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์และชีวกลศาสตร์ทั่วไปที่เกี่ยวข้องกับการพิจารณาเพื่อการออกแบบ	6
2.1.2.2 การประยุกต์ใช้งานของการพิจารณาด้านการออกแบบด้วยฐานข้อมูลการวัดร่างกาย.....	6
2.1.2.3 พิจารณาขนาดกรณีไม่ทราบอายุแน่นอน	7
2.1.2.4 ขนาดร่างกาย (Body Size).....	9
2.1.3 จุดศูนย์กลาง Centre of Gravity.....	14
2.1.4 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย.....	15
2.2 กายวิภาคและสรีรวิทยาของหลัง (Anatomy and Physiology of the Back)	16
2.2.1 กายวิภาคและสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ (Anatomy and Physiology of muscles).....	17
2.2.1.1 กล้ามเนื้อกลุ่มอีเรคเตอร์สไปนั (Erector Spinae).....	18
2.2.1.2 Multifidus Muscle.....	21
2.2.2 กายวิภาคและสรีรวิทยาของไขสันหลัง (Anatomy and Physiology of the spine)	22
2.2.2.1 หมอนรองกระดูกสันหลัง (Intervertebral Discs).....	22
2.2.2.2 ลำกระดูกสันหลัง (Vertebral column).....	23
2.2.2.3 กระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกก้นกบ (Sacrum&Coccyx)	29

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.3 แนวคิดทางวิศวกรรมชีวการแพทย์และเงื่อนไข (Biomechanical concepts and terms).....	30
2.3.1 ศูนย์กลางมวล ศูนย์ถ่วงและจุดเซนทรอยด์ (The Center of Mass, The center of gravity and Centroids).....	30
2.3.2 กฎนิวตัน(Newton's Laws of Mechanics).....	31
2.3.3 การพิจารณาแรงโหลดบนไขสันหลัง (Spinal Load Considerations).....	31
2.3.4 สมดุลของร่างกาย(Equilibrium)	32
2.3.4.1 ระบบการรักษาสมดุลของร่างกายในภาวะไม่เสถียร (Homeostatic Imbalance).....	33
2.3.5 แรงเชิงเส้น (Linear Forces).....	34
2.3.5.1 แรงดัน (Pressure).....	34
2.3.5.2 แรงกดทับหรือแรงบีบอัด (Compression).....	34
2.3.5.3 แรงตึง (Tension).....	34
2.3.6 แรงที่ตัดกันที่จุดเดียว (Concurrent Forces).....	34
2.3.7 แรงคู่ขนาน (Parallel forces).....	35
2.3.7.1 ระบบคาน(Lever Action)	35
2.3.7.2 แรงคู่ควบ (Couple force).....	38
2.3.7.3 การดัดโค้ง(Bending)	38
2.3.7.4 แรงบิด(Torsion).....	40
2.4 เงื่อนไขพื้นฐานของระบบชีวพลวัต (Basic Factors of Biodynamics)	41
2.4.1 การเคลื่อนไหวโครงสร้าง (Structural Motion).....	41
2.4.2 จลศาสตร์ (kinematics).....	41
2.4.2.1 ความเร่ง(Acceleration).....	41
2.4.2.2 ความเร็ว (Velocity).....	42
2.5 การวางแนวร่างกาย ,ท่าทาง และ (Body Alignment, Posture and Gait).....	42
2.5.1 ผลกระทบของแรงโน้มถ่วง (Gravitational Effects).....	42
2.5.1.1 วิเคราะห์ท่าทาง(Posture Analysis).....	42
2.5.1.2 ท่าทางที่เปลี่ยนไประหว่างการเจริญเติบโต (Postural Changes During Growth).....	44
2.5.1.3 แรงโน้มถ่วง (Gravitational Forces).....	45
2.5.1.4 กลไกการปรับเสถียรภาพ (Stabilization Mechanisms).....	48
2.5.1.5 เทคนิคอเล็กซานเดอร์ (Alexander Technique).....	49
2.5.2 ท่าทางและการเคลื่อนไหวท่าทาง (stance and motion posture).....	50
2.5.2.1 อากัปกิริยาที่คงที่กับท่านั่ง.....	50
2.5.2.2 อากัปกิริยาแบบไดนามิก (Dynamic Postures)	54
2.5.2.3 การเดินลงน้ำหนักแล้วจับ.....	56

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.6 Back supports and braces.....	57
2.6.1 Spinomed.....	57
2.6.2 Lumbamed facet.....	59
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย.....	64
3.1 สัดส่วนของแบบจำลอง	64
3.1.1 ส่วนสูงของร่างกายแบบจำลอง	64
3.1.2 มวลน้ำหนักอ้างอิง	66
3.1.3 สัดส่วนความยาวของแบบจำลองอุปกรณ์พยุงหลัง	66
3.1.3.1 แขนใน แบ่งได้เป็นแกนด้านหน้า ด้านข้างและด้านหลัง.....	68
3.1.3.2 เปลือกหุ้ม แบ่งได้เป็นแกนด้านหน้า ด้านข้างและด้านหลังเช่นเดียวกับแกน ใน.....	69
3.1.3.3 แขนพยุงหลัง	70
3.1.3.4 เบาะหนุนหลัง	71
3.1.4 ภาพร่างและสัดส่วนของอุปกรณ์พยุงหลัง (Lumbosacral Orthotic).....	72
3.2 Analysis set up.....	73
3.2.1 Mesh Model	74
3.2.2 Material properties.....	77
3.2.3 ทำสะพานกระดูกเป่า.....	81
3.2.4 ทำกัมโค้ง	83
3.2.5 ทำเอนหลัง.....	88
บทที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูล	92
4.1 ทำสะพานกระดูกเป่า	92
4.1.1 ไชสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ.....	92
4.1.1.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม	92
4.1.2 ไชสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง	95
4.1.2.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม	95
4.1.3 ผลลัพธ์ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอวสำหรับทำ สะพานกระดูกเป่า 15 kg.....	99
4.1.3.1 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไชสันหลังส่วนเอว อันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุง ภายนอกสำหรับเอว	99
4.1.3.2 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไชสันหลัง ส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่อง ช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	101

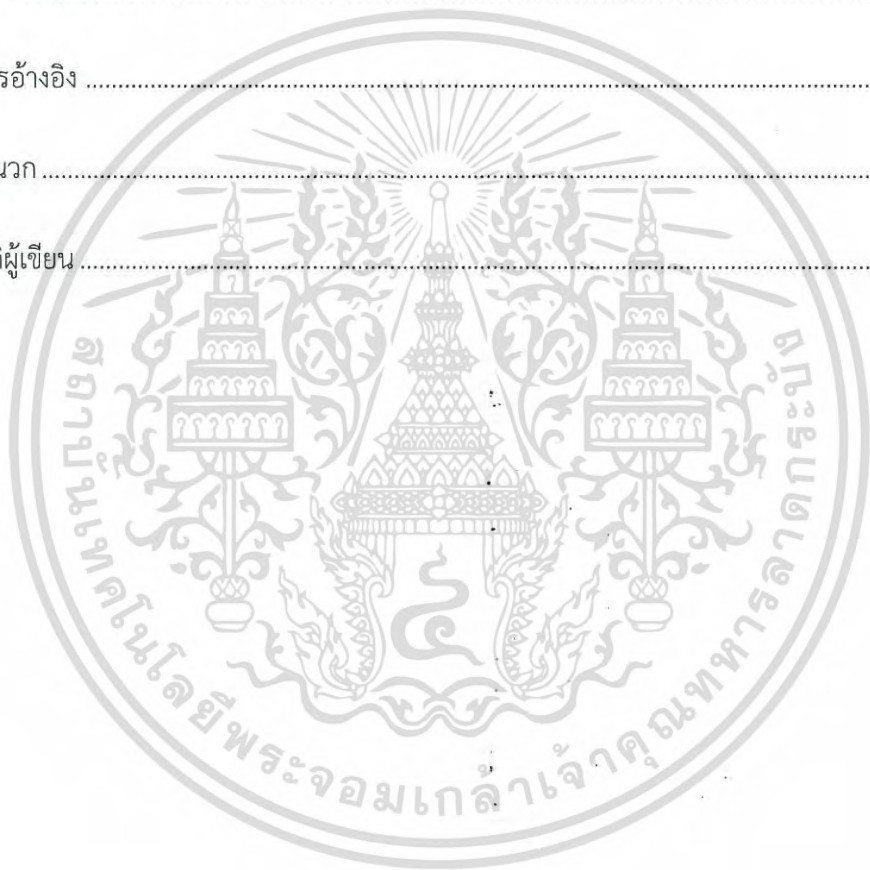
สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.1.3.3 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	104
4.1.3.4 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	106
4.1.3.5 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	109
4.1.3.6 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	111
4.1.4 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังส่วนเอว (L1-L5) กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับเครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (lumbosacral orthosis supporter) ในท่าสะพานกระเป่า 15 kg.....	114
4.2 ท่าก้มโค้ง.....	120
4.2.1 ไขสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ.....	120
4.2.1.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม	120
4.2.2 ไขสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง.....	124
4.2.2.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม	124
4.2.3 ผลลัพธ์ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอวสำหรับท่าก้มโค้ง	128
4.2.3.1 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	129
4.2.3.2 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	131
4.2.3.3 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	134
4.2.3.4 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	136

4.2.3.5 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	139
4.2.3.6 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	141
4.2.4 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังส่วนเอว (L1-L5) กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับเครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (lumbosacral orthosis supporter) ในท่าก้มโค้ง.....	144
4.3 ท่าเอนหลัง	150
4.3.1 ไขสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ.....	150
4.3.1.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม	150
4.3.2 ไขสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง	154
4.3.2.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม	154
4.3.3 ผลลัพธ์ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอวสำหรับท่าก้มโค้ง	158
4.3.3.1 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	158
4.3.3.2 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	161
4.3.3.3 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	163
4.3.3.4 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	166
4.3.3.5 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	168
4.3.3.6 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	171
4.2.4 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังส่วนเอว (L1-L5) กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับเครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (lumbosacral orthosis supporter) ในท่าก้มโค้ง.....	173
4.4 ตารางเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง	182
4.5 Prototype.....	187

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.4 ตารางเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง.....	198
4.5 Prototype.....	202
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	192
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	192
5.2 อภิปรายผล.....	195
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	195
เอกสารอ้างอิง	196
ภาคผนวก	200
ประวัติผู้เขียน	222



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 2.1 สัดส่วนขนาดของ Ghasem Karimi and Omid Jahanian	7
ตารางที่ 2.2 ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้หญิงเชื้อสายญี่ปุ่นวัย 40.....	10
ตารางที่ 2.2(ต่อ) ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้หญิงเชื้อสายญี่ปุ่นวัย 40....	11
ตารางที่ 2.3 ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันวัย 40	12
ตารางที่ 2.3(ต่อ) ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันวัย 40.....	13
ตารางที่ 2.4 ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดร่างกายทุกสัดส่วนในกลุ่มตัวอย่าง เพศหญิงและเพศชาย (หน่วยวัดเป็นเซนติเมตร)	13
ตารางที่ 2.4(ต่อ) ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดร่างกายทุกสัดส่วนในกลุ่มตัวอย่างเพศหญิงและเพศชาย (หน่วยวัดเป็นเซนติเมตร)	14
ตารางที่ 2.5 ระยะสัดส่วนจุดศูนย์กลางมวล(cm)	14
ตารางที่ 2.5(ต่อ) ระยะสัดส่วนจุดศูนย์กลางมวล(cm)	15
ตารางที่ 2.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของสัดส่วนน้ำหนัก	15
ตารางที่ 3.1 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย[6]	66
ตารางที่ 3.2 จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโซ่หลัง	74
ตารางที่ 3.2(ต่อ) จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโซ่หลัง	75
ตารางที่ 3.2(ต่อ) จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโซ่หลัง	76
ตารางที่ 3.3 จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโมเดลช่วงลำตัวกับศีรษะ	76
ตารางที่ 3.4 จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโมเดลอุปกรณ์พุงหลัง.....	77
ตารางที่ 3.5 คุณสมบัติของ Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS)	77
ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติของ Cotton/Polyester Blend.....	78
ตารางที่ 3.7 คุณสมบัติของ Silicone Solid	78
ตารางที่ 3.8 คุณสมบัติของ Silicone liquid	78
ตารางที่ 3.9 คุณสมบัติของ woolen fiber	79
ตารางที่ 3.10 คุณสมบัติของ ethylene vinyl acetate (EVA)	79
ตารางที่ 3.11 คุณสมบัติของ Aluminium Alloy	79
ตารางที่ 3.12 คุณสมบัติของกระดูกสันหลังส่วนคอ (C2)	80
ตารางที่ 3.13 คุณสมบัติของกระดูกสันหลังส่วนอก.....	80
ตารางที่ 3.14 คุณสมบัติของกระดูกสันหลังส่วนเอว.....	80
ตารางที่ 3.15 คุณสมบัติของ Annulus.....	81
ตารางที่ 3.16 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่หนึ่ง (F1).....	84
ตารางที่ 3.16(ต่อ) องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่หนึ่ง (F1).....	85
ตารางที่ 3.17 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สอง (F2)	85
ตารางที่ 3.18 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สาม (F3).....	86
ตารางที่ 3.19 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สี่ (F4)	86
ตารางที่ 3.19(ต่อ) องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สี่ (F4)	87

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 3.20 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่หนึ่ง (F1).....	88
ตารางที่ 3.21 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สอง (F2).....	89
ตารางที่ 3.22 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สาม (F3).....	89
ตารางที่ 3.22(ต่อ) องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สาม (F3).....	90
ตารางที่ 3.23 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหดที่สี่ (F4).....	90
ตารางที่ 4.1 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พุงและ ไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าสะพานกระเป่า 15 kg.....	182
ตารางที่ 4.1(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พุง และไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าสะพานกระเป่า 15 kg.....	183
ตารางที่ 4.2 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าสะพานกระเป่า 15 kg.....	183
ตารางที่ 4.3 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าสะพานกระเป่า 15 kg.....	183
ตารางที่ 4.3(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าสะพานกระเป่า 15 kg.....	184
ตารางที่ 4.4 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พุง และไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	184
ตารางที่ 4.5 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	184
ตารางที่ 4.5(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวม ใส่อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	185
ตารางที่ 4.6 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	185
ตารางที่ 4.7 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	185
ตารางที่ 4.7(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	186
ตารางที่ 4.8 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	186
ตารางที่ 4.9 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	186
ตารางที่ 4.9(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง.....	187
ตารางที่ 5.1 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละท่าระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่ อุปกรณ์พุง.....	192
ตารางที่ 5.1(ต่อ) เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละท่าระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่ อุปกรณ์พุง.....	192

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่	หน้า
พยางค์หลัง	193
ตารางที่ 5.2 เพอร์เซ็นต์การลดลงของผลลัพธ์ที่เกิดที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) กับหมอนรองกระดูกส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 Disc) ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์และไม่สวมใส่อุปกรณ์ในท่าทางหลักจำนวนสามท่าทาง	194
ตารางที่ 5.2(ต่อ) เพอร์เซ็นต์การลดลงของผลลัพธ์ที่เกิดที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) กับหมอนรองกระดูกส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 Disc) ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์และไม่สวมใส่อุปกรณ์ในท่าทางหลักจำนวนสามท่าทาง	195



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 ขอบข่ายของการยศาสตร์ที่ใช้การวัดแบบ Anthropometry เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพ ปฏิสัมพันธ์ของมนุษย์กับอุปกรณ์เครื่องมือและพื้นที่ทำงาน	5
รูปที่ 2.2 การวัดความยาวสัดส่วนของร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์โดยใช้ฟังก์ชันของ ส่วนสูง.....	8
รูปที่ 2.3 ขนาดร่างกายของผู้หญิงเชื้อสายญี่ปุ่นวัย 40	10
รูปที่ 2.4 ขนาดร่างกายของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันวัย 40.....	12
รูปที่ 2.5 กล้ามเนื้อกลุ่มอีเรคเตอร์สไปแน (Erector Spinae)	18
รูปที่ 2.6 ภาพมุมมองจากด้านหลังและแสดงทิศทางแรงของกล้ามเนื้อลองกิสซิมัส	19
รูปที่ 2.7 ภาพมุมมองจากด้านหลังและแสดงทิศทางแรงของกล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส	20
รูปที่ 2.8 ภาพมุมมองจากด้านหลังและแสดงทิศทางแรงของกล้ามเนื้อสไปนอลิส.....	21
รูปที่ 2.9 กล้ามเนื้อหลังมัลติค (Multifidus Muscle).....	22
รูปที่ 2.10 Anatomy Of Spine.....	23
รูปที่ 2.11 ลักษณะกระดูกสันหลังจากมุมมองด้านบน (ก) ส่วนคอ (Cervical) (ข) ส่วนอก (Thoracic) และ (ค) ส่วนเอว (Lumbar)	25
รูปที่ 2.12 ลักษณะกระดูกสันหลังจากมุมมองด้านข้างขวา (ก) ส่วนคอ (Cervical) (ข) ส่วนอก (Thoracic) และ (ค) ส่วนเอว (Lumbar)	25
รูปที่ 2.13 ลำกระดูกไขสันหลัง (ก) ส่วนคอ (Cervical vertebrae) (ข) ส่วนอก (Thoracic vertebrae) และ (ค) ส่วนเอว (Lumbar vertebrae).....	25
รูปที่ 2.14 โครงสร้างภายในช่องไขสันหลัง(มองจากด้านหลัง).....	26
รูปที่ 2.15 ภาพด้านข้างของข้างขวาแสดงการรับน้ำหนักใน (ก) ท่านั่ง และ (ข) ท่ายืน [15]	26
รูปที่ 2.16 ภาพด้านข้างซ้ายแสดงแนวโค้งปกติของลำกระดูกสันหลัง	27
รูปที่ 2.17 ส่วนต่างๆ ของกระดูกสันหลังต้นแบบ: มองจากด้านบน (ก) และด้านข้างซ้าย (ข)	28
รูปที่ 2.18 ภาพด้านข้างซ้ายแสดง intervertebral foramen	28
รูปที่ 2.19 การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง	29
รูปที่ 2.20 ด้านหน้าด้านหลังและกระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกก้นกบ (Anterior and posterior Sacrum&Coccyx).....	30
รูปที่ 2.21 (ซ้าย) กึ่งกลาง (ขวา) ด้านหน้าของร่างกาย	31
รูปที่ 2.22 ระหว่างการยกของ ทิศทางแรงไหลรวมอยู่ที่ L5.....	32
รูปที่ 2.23 แบบแผนของการกระทำของแรงสถิต (น้ำหนักตัว) บริเวณแกนหัวกระดูกต้นขา	33
รูปที่ 2.24 คานประเภทแรก.....	36
รูปที่ 2.25 คานประเภทสอง	36
รูปที่ 2.26 คานประเภทสาม.....	37
รูปที่ 2.27 แรงไหลค้ำจุดสำคัญสำหรับการตัดของไขสันหลัง	39
รูปที่ 2.28 ระนาบการเคลื่อนที่ของกระดูกไขสันหลัง	41
รูปที่ 2.29 กล้ามเนื้อต้านแรงโน้มถ่วงที่สำคัญที่คงสภาพตำแหน่งยึดตัวตรง	44
รูปที่ 2.30 ท่าห่อไหล่	44

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.31 เส้นผ่านจุดศูนย์ถ่วง (Line of gravity) ในไขสันหลัง.....	46
รูปที่ 2.32 กลไกแบบ screws home ของข้อหัวเข่า	48
รูปที่ 2.33 สองตำแหน่งของกระดูกกระเบนเหน็บระหว่างนั่ง ทำนั่งปกติขึ้นอยู่กับความสัมพันธ์ของจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายกับต่อปมกระดูกอกิสเคียม (ซ้าย) อยู่ห่างจากส่วนช่วงหลัง (ขวา) อยู่ในตำแหน่งสมดุลเหนือบริเวณที่มีปมกระดูกอกิสเคียมยื่น	52
รูปที่ 2.34 (ซ้าย) การนั่งค่อมหลังรบกวนสมดุล เปรียบเทียบรูปแบบไขสันหลังมีสภาวะสมดุล (ขวา).....	53
รูปที่ 2.35 การยุบตัวของกระดูกสันหลัง.....	57
รูปที่ 2.36 รูปแบบพัฒนาการของภาวะกระดูกพรุน	57
รูปที่ 2.37 การทำงานของ Spinomed.....	58
รูปที่ 2.38 ความยาวของแผ่นตามหลัง	58
รูปที่ 2.39 ส่วนประกอบต่างๆ ของเครื่อง Spinomed.....	59
รูปที่ 2.40 เครื่อง Lumbamed® facet.....	60
รูปที่ 2.41 ข้อต่อฟาเซ็ทสภาพสมบูรณ์.....	60
รูปที่ 2.42 ข้อต่อฟาเซ็ทสภาพถูกบีบอัด.....	61
รูปที่ 2.43 ไขสันหลังมีรูปร่างเป็นตัวเอสமாக ส่งผลให้กระดูกเชิงกรานแอ่นไปข้างหลัง.....	61
รูปที่ 2.44 หลักการทำงานของเครื่อง Lumbamed facet.....	61
รูปที่ 2.45 การวัด(ก)กรณีผู้หญิง และ(ข)กรณีผู้ใช้เป็นผู้ชาย	62
รูปที่ 2.46 คุณสมบัติของอุปกรณ์.....	63
รูปที่ 3.1 แบบจำลองแต่ละส่วนตามความยาวโดยฟังก์ชันของความสูง.....	64
รูปที่ 3.2 ส่วนสูงของลำตัวกับศีรษะและไขสันหลัง	65
รูปที่ 3.3 (ก) แบบจำลองส่วนศีรษะ (ข) แบบจำลองส่วนลำตัว.....	65
รูปที่ 3.4 (ก) แบบจำลองของไขสันหลังตามสรีรวิทยา (ข) แบบจำลองไขสันหลังแบบหยาบ.....	65
รูปที่ 3.5 แบบของส่วนพุงหลังแบบที่แรกในโปรแกรม SpaceClaim.....	67
รูปที่ 3.6 (ก) แบบร่างของส่วนพุงหลังแบบที่สอง (ข) แบบของส่วนพุงหลังแบบที่สองในโปรแกรม SpaceClaim	67
รูปที่ 3.7 แบบร่างของเบาะที่สองกับส่วนโค้งของหลังที่วัดจากบุคคลอ้างอิง	68
รูปที่ 3.8 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง.....	69
รูปที่ 3.9 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง.....	69
รูปที่ 3.10 แกนด้านข้าง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง (ง) ด้านบน.....	69
รูปที่ 3.11 เปลือกหุ้มด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง.....	70
รูปที่ 3.12 เปลือกหุ้มด้านหน้า (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง.....	70
รูปที่ 3.13 เปลือกหุ้มด้านข้าง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านบน	70
รูปที่ 3.14 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง.....	71
รูปที่ 3.15 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง.....	71

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.16 ภาพรวมของแบบจำลองเครื่องพยาง (ก) ด้านบน (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหน้า (ง) ด้านหลัง	72
รูปที่ 3.17 แบบร่างโดยรวมของอุปกรณ์พยางหลัง (ก) แบบร่างด้านข้าง (ข) ด้านหน้า	72
รูปที่ 3.18 แบบร่างแกนพลาสติก ABS โดยรวม	72
รูปที่ 3.19 ขนาดในแบบร่างแต่ละส่วน (ก) แกนด้านหน้า (ข) แกนพยางหลัง (ค) แกนพยางด้านข้าง (ง) ด้านข้างของแกนพยางหลัง	73
รูปที่ 3.20 โมเดลในแต่ละกรณี (ก) กรณีใช้โซ่หลัง (ข) กรณีใช้โซ่หลังและส่วนลำตัว (ค) กรณีใช้โซ่หลังและส่วนลำตัวขณะสวมใส่อุปกรณ์พยาง (ง) กรณีใช้โซ่หลัง ลำตัวและศีรษะ (จ) กรณีใช้โซ่หลัง ลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยาง	74
รูปที่ 3.21 โมเดลในรูปแบบ Mesh (ก) ด้านข้าง (ข) ทแยงข้าง	74
รูปที่ 3.22 โมเดลในรูปแบบ Mesh ของโมเดลร่างกาย (ก) ด้านข้าง (ข) มุมทแยงข้าง	76
รูปที่ 3.23 โมเดลในรูปแบบ Mesh ของโมเดลอุปกรณ์พยางหลัง	77
รูปที่ 3.24 หมอนรองกระดูกสันหลังที่ (ก) โค้งงอ (ข) บีบอัด	81
รูปที่ 3.25 (ก) ผู้หญิงยืนสะพายกระเป๋า (ข) ตำแหน่งและแรงที่แจกแจงบนกระดูกสันหลัง	82
รูปที่ 3.26 แรงไหลดลี่จุดสำหรับการตัดของโซ่หลัง[25]	84
รูปที่ 3.27 (ก) ท่าก้มโค้ง (ข) ตำแหน่งและแรงที่โซ่หลัง	87
รูปที่ 3.28 ทิศทางแรงในโปรแกรม ANSYS	87
รูปที่ 3.29 (ก) ท่าก้มโค้ง (ข) ตำแหน่งและแรงที่โซ่หลัง	91
รูปที่ 3.30 ทิศทางแรงในโปรแกรม ANSYS	91
รูปที่ 4.1 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับโซ่หลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของโซ่หลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของโซ่หลัง	92
รูปที่ 4.2 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	92
รูปที่ 4.3 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปที่เกิดขึ้นกับโซ่หลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของโซ่หลัง (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของโซ่หลัง และ(ง) บริเวณที่มีความเครียดสูงสุดที่หมอนรองกระดูก L5	93
รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	93
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	94
รูปที่ 4.6 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับโซ่หลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของโซ่หลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของโซ่หลัง	94
รูปที่ 4.7 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	95
รูปที่ 4.8 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	95
รูปที่ 4.9 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	95
รูปที่ 4.10 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับโซ่หลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยาง (ข) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ และ (ค) ด้านข้างของโซ่หลัง	96

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.11 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง และ(ง) บริเวณที่มีความเครียดสูงสุดที่หมอนรองกระดูก L5.....	97
รูปที่ 4.12 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง.....	97
รูปที่ 4.13 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง.....	97
รูปที่ 4.14 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ และ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง	98
รูปที่ 4.15 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	98
รูปที่ 4.16 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	98
รูปที่ 4.17 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	99
รูปที่ 4.18 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	99
รูปที่ 4.19 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	100
รูปที่ 4.20 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	100
รูปที่ 4.21 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	101
รูปที่ 4.22 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	101
รูปที่ 4.23 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	102
รูปที่ 4.24 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	102
รูปที่ 4.25 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	103
รูปที่ 4.26 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	103
รูปที่ 4.27 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	104
รูปที่ 4.28 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	104
รูปที่ 4.29 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	105

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.30 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	105
รูปที่ 4.31 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	106
รูปที่ 4.32 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอก สำหรับเอว	106
รูปที่ 4.33 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอก สำหรับเอว	107
รูปที่ 4.34 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอก สำหรับเอว	107
รูปที่ 4.35 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับ เอว	108
รูปที่ 4.36 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับ เอว	108
รูปที่ 4.37 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	109
รูปที่ 4.38 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	109
รูปที่ 4.39 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	110
รูปที่ 4.40 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	110
รูปที่ 4.41 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	111
รูปที่ 4.42 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วน เอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	111
รูปที่ 4.43 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วน เอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	112

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.44 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	112
รูปที่ 4.45 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว....	113
รูปที่ 4.46 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว....	113
รูปที่ 4.47 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูก (ก) กรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (ข) กรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	114
รูปที่ 4.48 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)	115
รูปที่ 4.49 ลักษณะของค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	115
รูปที่ 4.50 ลักษณะของค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	116
รูปที่ 4.51 ลักษณะของค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูป (Equivalent Elastic Strain) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter).....	117
รูปที่ 4.52 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	118
รูปที่ 4.53 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	118
รูปที่ 4.54 ลักษณะของลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)	119
รูปที่ 4.55 ลักษณะของลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของแกนในส่วนช่วยพยุงที่ด้านซ้าย	120
รูปที่ 4.56 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง	120
รูปที่ 4.57 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	121
รูปที่ 4.58 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง	121
รูปที่ 4.59 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง....	122
รูปที่ 4.60 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง....	122

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.61 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง.....	123
รูปที่ 4.62 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	123
รูปที่ 4.63 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	123
รูปที่ 4.64 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (จ) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง.....	124
รูปที่ 4.65 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	125
รูปที่ 4.66 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (จ) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง	126
รูปที่ 4.67 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง....	126
รูปที่ 4.68 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง....	127
รูปที่ 4.69 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (จ) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง.....	127
รูปที่ 4.70 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	128
รูปที่ 4.71 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	128
รูปที่ 4.72 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	129
รูปที่ 4.73 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	129
รูปที่ 4.74 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	130
รูปที่ 4.75 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	130
รูปที่ 4.76 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	131
รูปที่ 4.77 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	131
รูปที่ 4.78 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	132

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.79 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	132
รูปที่ 4.80 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	133
รูปที่ 4.81 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	133
รูปที่ 4.82 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	134
รูปที่ 4.83 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	134
รูปที่ 4.84 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	135
รูปที่ 4.85 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	135
รูปที่ 4.86 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	136
รูปที่ 4.87 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอก สำหรับเอว.....	136
รูปที่ 4.88 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอก สำหรับเอว.....	137
รูปที่ 4.89 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอก สำหรับเอว.....	137
รูปที่ 4.90 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับ เอว	138
รูปที่ 4.91 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสัน หลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับ เอว	138
รูปที่ 4.92 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	139
รูปที่ 4.93 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	139

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.94 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	140
รูปที่ 4.95 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	140
รูปที่ 4.96 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	141
รูปที่ 4.97 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	141
รูปที่ 4.98 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	142
รูปที่ 4.99 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	142
รูปที่ 4.100 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	143
รูปที่ 4.101 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	143
รูปที่ 4.102 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	144
รูปที่ 4.103 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	144
รูปที่ 4.104 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)	146
รูปที่ 4.105 ลักษณะของความเครียดแบบค้ำรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	146
รูปที่ 4.106 ลักษณะของความเครียดแบบค้ำรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	147
รูปที่ 4.107 ลักษณะของความเครียดแบบค้ำรูป (Equivalent Elastic Strain) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)	148
รูปที่ 4.108 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	148
รูปที่ 4.109 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	149

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.110 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)	150
รูปที่ 4.111 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง	150
รูปที่ 4.112 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	151
รูปที่ 4.113 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูป (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง	151
รูปที่ 4.114 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	152
รูปที่ 4.115 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	152
รูปที่ 4.116 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้น (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง	153
รูปที่ 4.117 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	153
รูปที่ 4.118 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	154
รูปที่ 4.119 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ และ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง	154
รูปที่ 4.120 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	155
รูปที่ 4.121 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ และ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง	155
รูปที่ 4.122 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง ..	156
รูปที่ 4.123 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง .	156
รูปที่ 4.124 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ และ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง	157
รูปที่ 4.125 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	157
รูปที่ 4.126 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง	158
รูปที่ 4.127 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	158
รูปที่ 4.128 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	159

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.145 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	167
รูปที่ 4.146 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	168
รูปที่ 4.147 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	168
รูปที่ 4.148 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	169
รูปที่ 4.149 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว.....	169
รูปที่ 4.150 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	170
รูปที่ 4.151 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	170
รูปที่ 4.152 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	171
รูปที่ 4.153 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	171
รูปที่ 4.154 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว	172
รูปที่ 4.155 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว....	172
รูปที่ 4.156 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว....	173
รูปที่ 4.157 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	173
รูปที่ 4.158 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว.....	174
รูปที่ 4.159 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter).....	176
รูปที่ 4.160 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไข	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	176
รูปที่ 4.161 ลักษณะของความเครียดแบบคืบรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	177
รูปที่ 4.162 ลักษณะของความเครียดแบบคืบรูป (Equivalent Elastic Strain) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)	179
รูปที่ 4.163 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูก (ก) กรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	179
รูปที่ 4.164 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว	180
รูปที่ 4.165 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter).....	182
รูปที่ 4.166 (ก) ด้านหลังของแกนหน้า (ข) ด้านหน้าของแกนหน้า (ค) ด้านหลังของแกนด้านข้าง (ง) ด้านหน้าของแกนด้านข้าง (จ) ด้านหน้าของแกนพยุงหลัง (ฉ) ด้านข้างของแกนพยุงหลัง และ (ช) ด้านหลังของแกนพยุงหลัง	187
รูปที่ 4.167 แกนด้านหน้าที่ทำจากพลาสติก Abs เชื่อมด้วยแผ่นอลูมิเนียม ชั้นติดด้วยน็อต.....	188
รูปที่ 4.168 ภาพโดยรวมของแกนในอุปกรณ์พยุงหลัง ใช้แผ่นซิลิโคนเชื่อมต่อระหว่างแกนแต่ละชิ้น.....	188
รูปที่ 4.169 หลังประกอบเสร็จ (ก) มุมมองด้านหน้าของอุปกรณ์พยุงหลัง (ข) มุมมองด้านหลังของอุปกรณ์พยุงหลัง และ (ค) มุมมองด้านข้างของอุปกรณ์พยุงหลัง.....	189
รูปที่ 4.170 หุ้มด้วยผ้า cotton ผสม polyester ในอัตราส่วน 80/20 (ก) แกนอลูมิเนียม อัลลอยด์ (ข) แกนพลาสติก Abs และซิลิโคน	189
รูปที่ 4.171 ภาพรวมหลังหุ้มเสร็จ	190
รูปที่ 4.172 (ก) มุมมองด้านบนข้างหน้า (ข) มุมมองด้านบนข้าง.....	190
รูปที่ 4.173 หลังห่อด้วยผ้า spandex (ก) ด้านบน (ข) ด้านหน้า (ค) ด้านหลัง และ (ง) ด้านข้าง.....	191

การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

DESIGN AND ANALYSIS OF LUMBOSACRAL ORTHOTIC SUPPORTER BY USING
FINITE ELEMENT METHOD



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2560

KMITL-2017-EN-M-045-088

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

DESIGN AND ANALYSIS OF LUMBOSACRAL ORTHOTIC SUPPORTER BY USING
FINITE ELEMENT METHOD



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2560

KMITL-2017-EN-M-045-088

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DESIGN AND ANALYSIS OF LUMBOSACRAL ORTHOTIC SUPPORTER BY USING
FINITE ELEMENT METHOD



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDECAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2017

KMITL-2017-EN-M-045-088

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2017

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การออกแบบและวิเคราะห์อุปกรณ์พยางหลังโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
นักศึกษา	นางสาวกมลฉัตร อภิวัฒน์ชัยกุล
รหัสนักศึกษา	59601298
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จัดทำขึ้นเพื่อออกแบบอุปกรณ์พยางหลังสำหรับกลุ่มเสี่ยงที่จะเป็นโรคปวดหลังในอนาคตในรูปแบบโมเดลสามมิติ ทำการทดสอบประสิทธิภาพและผลกระทบที่ได้รับจากการสวมใส่อุปกรณ์โดยใช้ระบบจำลองเหตุการณ์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม ANSYS อ้างอิงอิริยาบถท่าทางสามท่า ได้แก่ สะพายกระเป๋า 15 กิโลกรัม ท่าก้มโค้งและท่าเอนพิงหลัง ซึ่งท่าทางเหล่านี้เป็นท่าทางที่มักเป็นสาเหตุหลักของโรคปวดหลังหรือปวดหลังส่วนล่างที่พบเห็นได้ในชีวิตประจำวัน การจำลองใช้โมเดลสามชิ้นเป็นองค์ประกอบคือ แบบจำลองเครื่องพยางส่วนนอกสำหรับเอว แบบจำลองร่างกายส่วนลำตัวและศีรษะ และโมเดลจำลองกระดูกไขสันหลัง(กระดูกสันหลังส่วนคอ (C2) ถึงกระดูกกระเบนเหน็บ (Sacrum, S)) กำหนดค่าแรงสมมติและตำแหน่งตามหลักชีวกลศาสตร์ของร่างกายในแต่ละอิริยาบถ จากผลการจำลองเหตุการณ์พบว่าอุปกรณ์ที่ออกแบบสามารถลดความเสียหายที่เกิดที่ไขสันหลังโดยรวมได้จริง ทั้งด้านจำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกไขสันหลังและลดค่าความเค้นกับค่าความเครียดที่เกิดบนกระดูกไขสันหลังกับหมอนรองกระดูก ในประเด็นสรุป งานวิจัยให้ความสำคัญที่กระดูกไขสันหลัง L1-L5 ที่เป็นกระดูกสันหลังส่วนล่างเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มักเกิดความเสียหายมากที่สุด และเป็นส่วนแรกๆ ที่ทำให้เกิดอาการปวดหลัง ผลลัพธ์ที่เกิดในตำแหน่งเหล่านี้สามารถสรุปได้ว่า ท่าก้มโค้ง การขยับลดลง 54-67% ความเค้นและความเครียดลดลง 3-72% ขณะที่ท่าเอนหลัง การขยับลดลง 71-83% ความเค้นและความเครียดลดลง 54-78% ส่วนกรณีท่าสะพายกระเป๋า 15 กิโลกรัม ลดการขยับของแกนกระดูกลงได้ถึง 29-45% ความเค้นและความเครียดที่กระดูกสันหลัง L1, L2 และ L5 หมอนรองกระดูกที่ L3-L4, L4-L5 และ L5-S ลดลง 10-30% แต่มีเปอร์เซ็นต์เพิ่มที่กระดูกสันหลัง L3 ถึง 54% และ L4 เพิ่มขึ้น 1% ที่หมอนรองกระดูก L1-L2 กับ L2-L3 เพิ่มขึ้น 44%-50% และ 28%-38% ตามลำดับ แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ช่วยพยางหลังที่ออกแบบนั้นให้ผลลัพธ์ออกมาในระดับที่น่าพอใจสำหรับท่าก้มโค้งกับท่าเอนหลัง แต่ไม่ค่อยเหมาะที่จะใช้ในกรณีสะพายกระเป๋า 15 กิโลกรัมบนไหล่

คีย์เวิร์ด— เครื่องพยางส่วนนอกสำหรับเอว, แบบจำลอง 3 มิติ, ANSYS, ไขสันหลัง, โรคปวดหลัง, ท่าทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Design and Analysis of Lumbosacral Orthotic Supporter by using Finite Element Method
Student	Miss. Kamonchat Apivanichkul
Student ID	59601298
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2017
Thesis Advisor	Asst.Prof.Dr. Pattarapong Phasukkit

ABSTRACT

This thesis was conducted to design lumbosacral orthotic supporter for risk groups who maybe get low back pain in future in 3D model. Performed efficiency and effects experiment when user wore by finite element simulations with ANSYS. In simulations were referred three postures; carrying 15kg-bag on the shoulder, bending and leaning (lay down). These postures are the most common cause of back pain or low back pain which can see in daily life. Used three models components; lumbosacral orthotic supporter model, upper and middle body model and spine model (Axis(C2)-Sacrum(S)). Force and position were added followed by biomechanics in each posture. Results showed that it can really decrease damage at spine both limiting spine movement and decreasing lumbar bone's and lumbar disc's stress-strain. In main point, this research was focused on L1-L5 because they were injured more than other and primary damage position. Simulation conclude that deformation and stress-strain were decreased 54-67% and 3-72% respectively in bending posture, while leaning posture help to decrease 71-83% on deformation and 54-78% on stress-strain. In carrying 15kg-bag on the shoulder case, deformation was decreased 29-45% and stress-strain was decreased 10-30% at L1, L2, L5 of lumbar bone and L3-L4, L4-L5 and L5-S lumbar disc. But it increased 54% at L3, 1% at L4, 44-50% at L1-L2 lumbar disc and 28-38% at L2-L3 lumbar disc, respectively. Those showed that designed lumbosacral orthotic supporter gave satisfactory results for bending and lay down but wasn't suitable for carrying 15kg-bag on the shoulder.

Keywords— lumbosacral orthotic supporter, 3D model, ANSYS, spine, back pain, posture

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ดีด้วยความอนุเคราะห์จากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ ให้ความช่วยเหลือ เสนอแนะแนวทางช่วยสำหรับงานวิจัยและการวางแผนงานต่างๆ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ไขปัญหาเกี่ยวกับการทำวิจัย ตลอดจนความเอาใจใส่ ความเป็นห่วงเป็นใยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งความรู้ โอกาสและประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ผู้ทำวิจัยรู้สึกซาบซึ้งในการอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ รุ่งพีใน Burn Lab ที่คอยช่วยเหลือ เอื้ออำนวยในหลายๆ ด้านที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับงานวิจัย สนับสนุน และให้กำลังใจมาโดยตลอด

ขอขอบคุณคณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำและชี้แนะแนวทาง

ขอขอบพระคุณนางลัดดาวัลย์ อภิวนิชย์กุล ผู้เป็นมารดาของข้าพเจ้า ที่จุดประกายความคิดงานวิจัยนี้ และเป็นต้นแบบส่วนโค้งของหลังสำหรับใช้เป็นต้นแบบสร้างโมเดลสามมิติ และสร้างอุปกรณ์ต้นแบบ

ขอขอบพระคุณนายพัฒนะ อภิวนิชย์กุล ผู้เป็นบิดา และครอบครัวที่คอยให้การสนับสนุนและให้กำลังใจตลอดมา

ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าผลการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่บุคลากรทางการศึกษาและผู้สนใจทั่วไป ตลอดจนจะเป็นประโยชน์ในการสร้างอุปกรณ์เพื่อสุขภาพต่อไป

กมลฉัตร อภิวนิชย์กุล

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันวิทยาการและเทคโนโลยีในสังคมมีความเจริญก้าวหน้ามากขึ้นเรื่อยๆ ก่อให้เกิดความสะดวกสบายในการดำรงชีวิต ทว่าในความสะดวกสบายนั้นนำมาพร้อมกับการถดถอยของสุขภาพ เนื่องด้วยมีสิ่งอำนวยความสะดวกมากขึ้นจนร่างกายแทบไม่ได้ออกกำลังกายเหมือนในอดีต ทำให้ขาดการออกกำลังกายที่เสริมสร้างความแข็งแรงให้แก่ร่างกาย หรือเป็นตัวนำมาซึ่งพฤติกรรมที่ไม่ถูกต้อง เป็นเหตุให้เกิดอาการปวดหลังก่อนวัย อย่างเช่น การก้มลงมองสมาร์ตโฟนในแต่ละวัน ส่งผลให้เกิดการสร้างแรงดันที่ไม่เหมาะสมบริเวณคอ ยิ่งเอียงตัวมากยิ่งขึ้นมีแรงดันมาก และนำไปสู่อาการปวดหลัง เป็นข้อสรุปที่ได้จากงานวิจัยที่ถูกค้นคว้าโดย Dr.Kenneth Hansraj [1] จากนิวยอร์ก และเพราะสังคมเปลี่ยนรูปแบบ การใช้ชีวิตต่างๆ ก็เปลี่ยนไป หลากๆ อย่างไม่เอื้อต่อการรักษาสุขภาพ อย่างเช่น เวลาที่มีจำกัด ลักษณะการทำงานที่บังคับให้ต้องอยู่ในพื้นที่จำกัดหรืออริยาบถอย่างใดอย่างหนึ่ง เป็นต้น เรื่องนี้พิสูจน์ได้จากการสำรวจสุขภาพคนหลากหลายวัยหลากหลายอาชีพ ยกตัวอย่างเช่น จากการสำรวจพนักงานในสำนักพิมพ์แห่งหนึ่งของประเทศไทย จำนวน 400 คน ของสำนักงานสถิติแห่งชาติ ปี 2553 พบว่า ร้อยละ 60 มีภาวะโรคออฟฟิศซินโดรม

ปัญหาเรื่องโรคปวดหลังเป็นปัญหาด้านสุขภาพในสังคมมานานนมแล้วโดยเฉพาะในชนชั้นคนงาน และพนักงานกินเงินเดือน ยิ่งในปัจจุบันไม่ว่าการทำงาน การศึกษา การค้นคว้าหรือแม้กระทั่งเวลาพักผ่อนล้วนทำกันหน้าคอมพิวเตอร์เป็นส่วนใหญ่ นั่นเป็นหนึ่งในที่มาของการออกแบบและวางจำหน่ายเก้าอี้เพื่อสุขภาพหลังโดยเฉพาะ ทว่าของเหล่านั้นจะมีประโยชน์ได้อย่างไรเมื่ออิงจากผลการสำรวจพฤติกรรมการทำงานในสำนักงานจำนวน 378 คน โดย Grandjean และ Burandt ในปี 1962 [2] พบว่ามีเพียง 30-35% เท่านั้นที่นั่งหลังพิงพนัก เวลาทำงานหรือพิมพ์งานส่วนใหญ่ร่างกายคนเราจะโน้มไปด้านหน้าโดยธรรมชาติซึ่งนั่นหมายถึงอุปกรณ์ต่างๆ เพื่อป้องกันอาการปวดหลังไม่มีประโยชน์ในกรณีแบบนี้ เว้นแต่ตอนขับรถที่ได้ใช้อย่างคุ้มค่า นอกจากนี้ความรู้ด้านกายวิภาคของหลังก็ถือเป็นเรื่องสำคัญสำหรับการจำลองการทำงานของหลังยามสวมใส่อุปกรณ์หรือเพื่องานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง แต่การวิจัยเรื่องกล้ามเนื้อหลังนั้นมีน้อยหากเมื่อเทียบกับบทวิจัยจำพวกเอ็นหัวเข่า ขา แขน เป็นต้น ทั้งนี้อาจสืบเนื่องมาจากการรักษาโรคปวดหลังในปัจจุบันยังพึ่งวิธีแบบโบราณที่ใช้รูปแบบการทำกายภาพบำบัดกับการกระตุ้นจากภายนอกอยู่จึงยังไม่มีการศึกษาในเชิงลึกอย่างพวกคุณสมบัติกล้ามเนื้อแบบเฉพาะเจาะจงพวกนั้น อย่างมากจะเกี่ยวกับกระดูกกับหมอนรองมากกว่า และไม่ใช่ว่ายังงัยโรคปวดหลังก็มักถูกเพิกเฉยเพราะเป็นแค่อาการเจ็บปวดพื่นๆ ที่ไม่ได้อันตรายถึงชีวิต แต่ผลกระทบของมันเกี่ยวข้องกับอารมณ์ของคน เมื่อเจ็บหรือปวดมากๆ นานวันเข้า อารมณ์ของคนก็จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แปรปรวนไม่โง่ง่าย หงุดหงิดง่าย ต่อมาก็จะเกิดเป็นความเครียด ส่งผลต่อความสัมพันธ์กับคนรอบข้าง อุปนิสัย และอื่นๆ เป็นทอดๆ ในเชิงจิตวิทยา ด้วยเหตุผลที่กล่าวมาซ้ำๆ จึงจัดทำงานวิจัยสำหรับลดอัตราเสี่ยงที่จะเป็นโรคปวดหลังและบรรเทาความปวดที่เกิดขึ้นโดยไม่รบกวนการดำเนินกิจกรรมในชีวิตประจำวัน ศึกษาและทดลองด้วยระบบจำลอง เหตุการณ์ทั้งด้านของตัวอุปกรณ์ที่ออกแบบและกล้ามเนื้อหลัง

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 สร้างแบบจำลองกระดูกไขสันหลัง แบบจำลองส่วนลำตัว และแบบจำลองส่วนศีรษะเพื่อใช้อ้างอิงในการจำลองเหตุการณ์

1.2.2 ทดสอบอุปกรณ์ที่ออกแบบด้วยวิธีจำลองเหตุการณ์ และวิเคราะห์เปรียบเทียบถึงผลกระทบและการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับตัวอุปกรณ์และสรีระร่างกายระหว่างสวมใส่อุปกรณ์และไม่สวมใส่อุปกรณ์ในท่าทางหลักจำนวนสามท่าทาง

1.2.3 วิเคราะห์เปรียบเทียบถึงผลกระทบและการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นบนกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า(L1-L5) กับหมอนรองกระดูกส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า(L1-L5 Disc) ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์และไม่สวมใส่อุปกรณ์ในท่าทางหลักจำนวนสามท่าทาง

1.2.4 สร้างเครื่องต้นแบบโดยเลือกใช้วัสดุที่มีจำหน่ายตามท้องตลาดทั่วไป

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

จากการศึกษาสาเหตุการเกิดอาการปวดหลังคาดว่าเกิดจากการทำงานของหมอนรองกระดูกมากเกินไปจนมีความเค้นความเครียดสะสมไว้นานเกินไปจนเกิดการโค้งงอของไขสันหลังมากเกินไปซึ่งผิดตามหลักสรีรศาสตร์ การแก้ไขโดยทำให้ความเค้นความเครียดและอาจรวมถึงการเคลื่อนไหวของไขสันหลังลดลงน่าจะเป็นวิธีลดความเสี่ยงของอาการปวดหลังลงได้ การจำลองเหตุการณ์น่าจะเป็นหนึ่งในวิธีที่แสดงให้เห็นถึงผลการลดค่าดังกล่าวที่เกิดจากการสวมใส่อุปกรณ์ที่ออกแบบได้ชัดเจนเพื่อวิเคราะห์ประสิทธิภาพและผลกระทบ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การออกแบบกายอุปกรณ์หรืออุปกรณ์ประเภทกายภาพบำบัดเชื่อมโยงกับหลักทฤษฎีการยศาสตร์ (Ergonomics) และหลักการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ รวมถึงหลักการออกแบบกายอุปกรณ์ การสร้างแบบจำลองไขสันหลังจำเป็นต้องศึกษากายวิภาคและสรีรวิทยาของกระดูกไขสันหลังซึ่งครอบคลุมเรื่องกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้อง ในการจำลองเหตุการณ์ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องสำหรับการวิเคราะห์ลักษณะท่าทางและกำหนดตำแหน่งการจ่ายแรงในแต่ละท่าทางได้แก่ Posture Analysis และทฤษฎีเกี่ยวกับ Biomechanics

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.5 ขอบเขตการวิจัย

การจำลองเหตุการณ์และการออกแบบแบบจำลองกระทำในโปรแกรม ANSYS ด้วยระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ จำลองเหตุการณ์แบบ static จำลองสามท่าทางได้แก่ สะพายกระเป๋าหนัก 15 kg ก้มและเอนหลัง แรงที่ระบุในการจำลองเหตุการณ์ไม่ได้พิจารณารายละเอียดปลีกย่อย อาทิเช่น แรงต้านจากกล้ามเนื้อ การขยับเปลี่ยนรูปของกล้ามเนื้อหน้าท้อง และแรงดันภายในของหมอนรองกระดูกกลุ่มเป้าหมายมุ่งประเด็นไปที่ผู้หญิงวัยทำงาน รูปร่างธรรมดา น้ำหนัก 58 กิโลและสูง 168 เซนติเมตร ผลการเปลี่ยนแปลงสังเกตที่กระดูกและหมอนรองกระดูกส่วนเอวลำดับที่ 1-5 (L1-L5) เป็นหลัก วิเคราะห์ผลกระทบของเครื่องพยุงภายนอกส่วนเอวจากค่า deformation, strain และ stress ที่ลดลงเนื่องจากการสวมเครื่องช่วยพยุง สร้างชุดต้นแบบโดยวัสดุที่สามารถหาซื้อได้ตามท้องตลาด

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

การออกแบบและการวิเคราะห์อุปกรณ์พยุงหลังโดยใช้ระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ ได้อธิบายถึงขั้นตอนและวิธีการออกแบบ โดยส่วนเนื้อหาของบทต่างๆ ดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ ในบทนี้ได้กล่าวถึง ความเป็นมาและความสำคัญ วัตถุประสงค์ของการวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตการวิจัย รวมถึงขั้นตอนของการศึกษา เป็นต้น

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง ในบทนี้จะกล่าวถึง ความรู้และเนื้อหาเกี่ยวกับการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry) และการยศาสตร์ (Ergonomics) ที่เกี่ยวข้องกับการพิจารณาเพื่อการออกแบบ จุดศูนย์กลาง Centre of Gravity และมวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย ความรู้เกี่ยวกับกายวิภาคและสรีรวิทยาของหลัง (Anatomy and Physiology of the Back) กายวิภาคและสรีรวิทยาของไขสันหลัง (Anatomy and Physiology of the spine) ทฤษฎีเกี่ยวกับชีวกลศาสตร์ (Biomechanical) เป็นต้น

บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย ในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบโมเดลจำลองสามมิติที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ทั้งโมเดลไขสันหลัง โมเดลร่างกายและโมเดลอุปกรณ์พยุงหลัง และการตั้งค่าพารามิเตอร์ แรง ตำแหน่ง และเวลาในระบบจำลองเหตุการณ์สามรูปแบบ

บทที่ 4 ผลการทดลอง ในบทนี้จะกล่าวถึง ผลจากการจำลองเหตุการณ์ 3 กรณี ที่ใช้องค์ ประกอบโมเดลต่างกัน คือ กรณีเฉพาะไขสันหลัง กรณีใช้โมเดลไขสันหลังและช่วงลำตัว และกรณีใช้โมเดลไขสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ ในอากัปกิริยาอ้างอิงสามท่า คือ ท่าสะพายกระเป๋า ท่าก้มโค้ง และท่าเอนหลัง เปรียบเทียบระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง เก็บค่า 3 ประเภท ได้แก่ ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง(Deformation) ค่าความเค้น(Equivalent Stress) และค่าความเครียด (Equivalent Elastic Strain) ในแต่ละข้อกระดูกไขสันหลังและหมอนรองกระดูก ตั้งแต่กระดูกไขสันหลัง T8 ถึง L5 ตารางเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงก่อนและหลังสวมใส่อุปกรณ์ ของกระดูกไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และหมอนรองกระดูกช่วงเอว กรณีใช้ใช้โมเดลไฮสั่นหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ และขั้นตอนสร้าง Prototype

บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ ในบทนี้จะกล่าวถึง สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะรวมถึงแนวทางในการพัฒนาการวิจัยต่อไป เพื่อผลลัพธ์ที่มีความแม่นยำและใกล้เคียงความเป็นจริงมากยิ่งขึ้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

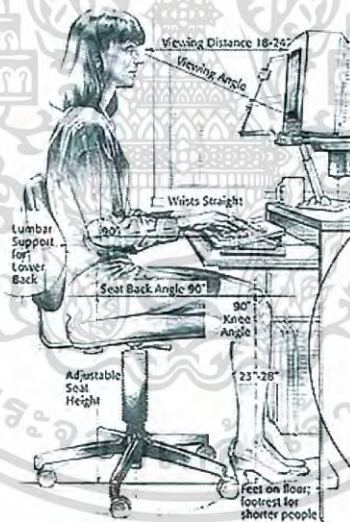
หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry) และการยศาสตร์ (Ergonomics)

2.1.1 บทนำและความหมาย (Introduction and Definition)

Anthropometry หรือการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ หมายถึง “การประยุกต์ใช้วิธีการทางวิทยาศาสตร์เพื่อศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับมนุษย์ สำหรับการพัฒนามาตรฐานการออกแบบและความต้องการที่เฉพาะเจาะจง และเพื่อการประเมินผลของแบบร่างวิศวกรรม รูปจำลองและผลิตภัณฑ์ที่ผลิตขึ้นเพื่อวัตถุประสงค์ให้เกิดความเชื่อมั่นว่าผลิตภัณฑ์นั้นมีความเหมาะสมต่อประชากรผู้ใช้ที่มีความต้องการใช้” [Roebuck, Kroemer & Thompson, 1975]

“วิทยาศาสตร์ที่เกี่ยวกับการวัดขนาด น้ำหนัก และสัดส่วนของร่างกายมนุษย์ เป็นเชิงประจักษ์จากการทดลองที่มีอยู่ตามธรรมชาติและพัฒนาระเบียบวิธีการเชิงปริมาณเพื่อวัดขนาดทางกายภาพต่างๆ” [Chaffin, 1984][3].



รูปที่ 2.1 ขอบข่ายของการยศาสตร์ที่ใช้การวัดแบบ Anthropometry เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพปฏิสัมพันธ์ของมนุษย์กับอุปกรณ์เครื่องมือและพื้นที่ทำงาน

Engineering anthropometry เหมือนการวัดทางวิทยาศาสตร์ที่เปลี่ยนรูปแบบจากการวัดเชิงกายภาพคงที่ไปเป็นวิธีพลศาสตร์ (dynamic procedures) โดยใช้การวัดจากภาพถ่าย (Photogrammetry) และเทคนิคการยิงเลเซอร์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์และสถิติที่เกิดขึ้นใหม่ การออกแบบจากเสื้อผ้า อุปกรณ์เครื่องมือและสถานที่ปฏิบัติงานมักต้องใช้ในการคาดการณ์ถึงขนาดสัดส่วนที่หายไปจากการวัดด้วยคน ระวังเรื่องการเข้าสู่ของขนาดที่ออกแบบเพื่อให้การวัดตามหลักวิทยาศาสตร์นี้สามารถนำไปใช้ในกระบวนการแบบขั้นบันไดธรรมดาได้ (simple stepwise procedure)

การวัดในลักษณะนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้หลากหลายทั้งด้านโภชนาการ ด้านออกแบบ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้านสถาปัตยกรรม เป็นต้น วิธีการวัดแบบ Anthropometry มีบทบาทสำคัญในการยศาสตร์ (Ergonomics) ด้านการบำบัดฟื้นฟู ถูกกำหนดเป็นระเบียบวิธีการวัดและเทคนิคตรวจสอบข้อเท็จจริงของความเปลี่ยนแปลงของการวัดตัวมนุษย์ และความไม่แน่นอนในช่วงระหว่างการพัฒนาทางสรีรวิทยา (Ontogenesis) การวิวัฒนาการของสิ่งมีชีวิต (Phylogenesis) ในระเบียบวิธีการต่าง ๆ

สำหรับหัวข้อธรรมดาทั่วไปและการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ทางการยศาสตร์สามารถแบ่งแยกได้สองหมวด

- จัดการและออกแบบสถานที่ทำงาน
- รวบรวมระเบียบวิธีการทั้งหมดและเทคนิคการวัดที่ช่วยดำเนินการด้านการบำบัดฟื้นฟู

ซึ่งปัจจุบันนี้ผู้เชี่ยวชาญด้านการยศาสตร์ได้อธิบายความเข้าใจเรื่องปัจจัยของมนุษย์เพื่อออกแบบอุปกรณ์ ระบบและระเบียบการทำงานเพื่อพัฒนาความสะดวกสบาย สุขภาพ ความปลอดภัยและการเพิ่มผลผลิต ในที่นี้รวมถึงการยศาสตร์ทางกายภาพที่เกี่ยวข้องกับกายวิภาคของมนุษย์ด้วย

2.1.2 การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์และชีวกลศาสตร์ทั่วไปที่เกี่ยวกับการพิจารณาเพื่อการออกแบบ [4]

2.1.2.1 การพิจารณาด้านการออกแบบด้วยฐานข้อมูลการวัดร่างกาย ต่อจากนี้เป็น การพิจารณาที่ต้องทำเมื่อใช้และประยุกต์ข้อมูลการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์

(1) ช่วงเปอร์เซ็นต์ไทล์ (Percentile) โดยทั่วไปขีดจำกัดการออกแบบตั้งอยู่บนพื้นฐานของประชากรผู้ใช้งานในช่วงค่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 5 สำหรับขนาดวิกฤตของร่างกาย การใช้ค่าช่วงนี้ในทางทฤษฎีจะครอบคลุมถึง 90% ของประชากรผู้ใช้สำหรับขนาดนั้นๆ

(2) การกำหนดประชากรผู้ใช้ ข้อมูลสัดส่วนร่างกายควรจัดตั้งขึ้นมาจากการสำรวจประชากรผู้ใช้ที่มีอยู่จริง อย่างเช่น ในกรณีโปรแกรมของสถานีอวกาศ ด้วยการพัฒนากระบวนการควบคุมสภาพแวดล้อมทำให้ในส่วนของสมรรถภาพทางกายเป็นเกณฑ์ที่สำคัญน้อย เช่น ข้อมูลที่แสดงในตาราง 2.2 – ตารางที่ 2.3 เป็นข้อมูลเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 5 ของคนญี่ปุ่นและ เปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 95 ของผู้ชายชาวอเมริกันในปี 2000 ซึ่งผลที่ได้มานี้เป็นแค่การจัดการข้อมูลช่วงขนาดของมนุษย์บนโลกเท่านั้น ผู้หญิงชาวญี่ปุ่นเป็นขนาดแทนกลุ่มคนร่างเล็ก ส่วนขนาดของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันเป็นตัวแทนกลุ่มคนร่างใหญ่ นำข้อมูลเหล่านี้มาใช้คาดการณ์ขนาดที่ต้องการในทางสถิติร่วมกับผลสมสานข้อมูล

(3) ผลรวมของขนาดแบ่งเป็นช่วงๆ ข้อควรระวังต้องใช้เมื่อรวมขนาดร่างกายที่แบ่งเป็นช่วงๆ เช่น เปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 95 ของความยาวแขน ไม่รวมความยาวของความยาวไหล่ถึงข้อศอกบวกกับความยาวข้อศอกต่อมือ ความยาวจริงของเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 95 ของความยาวแขนมีน้อยมากๆ เปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 95 ของขนาดแต่ละตัวบุคคลไม่ได้เกิดจากการรวมกันของเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 95 ของแต่ละส่วนที่ถูกแบ่งออกเป็นช่วงๆ

(4) เปอร์เซ็นต์ไทล์ในกลุ่มข้อมูลพิเศษ เช่น คนที่ขนาดร่างกายไม่จำเป็นต้องถึงขนาดที่เปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 5 หรือมีความเกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว

2.1.2.2 การประยุกต์ใช้งานของการพิจารณาด้านการออกแบบด้วยฐานข้อมูลการวัดร่างกาย อุปกรณ์เครื่องมือไม่ว่าจะเป็นสถานที่ทำงานหรือเครื่องสวมใส่ จำเป็นต้องพอดีกับประชากรผู้ใช้งาน สำหรับขนาดมีหลากหลายตามแต่ละตัวบุคคลและการออกแบบอุปกรณ์ต้องอธิบายถึงช่วงขนาดเหล่านี้ด้วย ซึ่งมีด้วยกันสามทางที่การออกแบบจะพอดีกับผู้ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- (1) ขนาดเดียวทั้งหมด (Single Size For All) ขนาดเดียวที่เอื้อประโยชน์ต่อสมาชิกทุกคนในที่ทำงาน เช่น สวิตช์ อยู่ในตำแหน่งที่คนตัวเล็กที่สุดเอื้อมถึง
- (2) การปรับเปลี่ยน (Adjustment) การออกแบบที่รวมความสามารถในการปรับเปลี่ยนตามแต่ผู้ใช้
- (3) ขนาดหลากหลาย เอื้อประโยชน์ต่อประชากรทุกช่วงขนาด ส่วนมากจะเน้นไปที่เสื้อผ้าและชุดอวกาศ

2.1.2.3 พิจารณาขนาดกรณีไม่ทราบอายุแน่นอน[5]

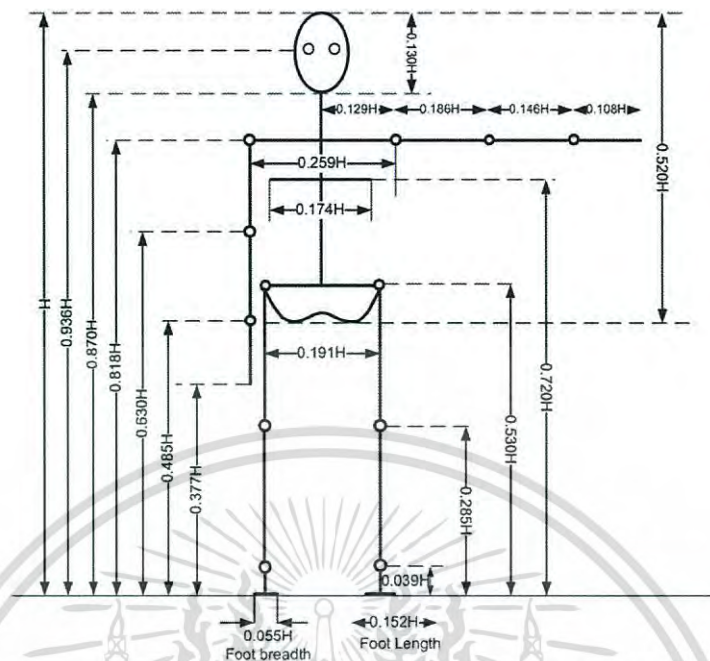
(1) สมการสัดส่วนความยาวของร่างกายมนุษย์ (Segment length of human body as a function) การสร้างแบบจำลองจุดปลายสปริง (SEP) แบบรับมา (passive) ไม่ใช่ตัวแปรและเป็นเขตในจำนวนที่เฉพาะเจาะจง ในการสร้างแบบจำลองซึ่งอ้างอิงจากขนาดร่างกายอย่างอวัยวะเทียม หรือกายอุปกรณ์ประเภทสวมใส่ หลังจากพิจารณาสมการควบคุมพื้นฐาน (Governing Equations) ทางเรขาคณิต เงื่อนไขตั้งต้นและขอบเขต เพื่อให้บรรลุเป้าหมายสำหรับการเอาลักษณะของมนุษย์ไปใช้กับอวัยวะเทียมกับกายอุปกรณ์ ข้อมูลทางเรขาคณิตจึงควรสอดคล้องกับมานุษยมิติหรือที่เรียกว่าการวัดส่วนต่างๆ ของร่างกาย ในอีกทางหนึ่งเงื่อนไขตั้งต้นและขอบเขตจะต้องมีการขับเคลื่อนจากการวิเคราะห์ท่าทาง อย่าง ท่าเดิน ท่าพิง และการรวมข้อมูลสัดส่วนของร่างกายผ่านการทำจำลองแบบไดนามิก

การวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ ในการออกแบบกายอุปกรณ์รวมถึงอวัยวะเทียมและแบบจำลองอวัยวะจริงจะต้องมีความคล้ายคลึงระหว่างขนาดทางกายภาพกับขนาดเรขาคณิตของแบบจำลอง สัดส่วนขนาดที่ถูกแบ่งเป็นส่วนๆ ที่ถูกรวบรวมมาไว้ในตารางที่ 2.1 จากการศึกษาของ Ghasem Karimi and Omid Jahanian [6]

ตารางที่ 2.1 สัดส่วนขนาดของ Ghasem Karimi and Omid Jahanian

ลำดับ	ตำแหน่ง	สูตร	ขนาดสำหรับ (mm) H=1770
1	ความยาวโคนขา	0.245 H	433.65
2	ความยาวหน้าแข้ง	0.246 H	435.42
3	ความยาวเท้า	0.152 H	269.04
4	ความสูงเท้า	0.039 H	69.03
5	ความกว้างกระดูกเชิงกราน	0.191 H	338.07
6	ความยาวลำตัว	0.288 H	509.76

ลำดับที่ 2, 3 และ 4 ในตารางถูกนำเสนอโดยตรงในสมการไดนามิก แต่ข้อมูลในคอลัมน์ที่สี่ของตารางเป็นข้อมูลทางเรขาคณิตที่ได้รับการพิจารณาในการจำลองเหตุการณ์ และ Yeadon Morlock (Yeadon & Morlock 1989) ซึ่งอยู่ในการดัดแปลง (Winter 2009)[6] ข้อมูลสัดส่วนของร่างกาย ข้อมูลส่วนที่เพิ่มเติมเกี่ยวกับขนาดในแต่ละส่วนที่ถูกแบ่งออกเป็นส่วนๆ ถูกรวมอยู่ในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 การวัดความยาวสัดส่วนของร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์โดยใช้ฟังก์ชันของส่วนสูง

(2) อาศัยการวัดโดยตรง[7] สามารถใช้ความเชื่อมโยงของพารามิเตอร์ต่างๆ บนร่างกายเพื่อคาดคะเนสัดส่วนของร่างกายที่ไม่ทราบค่า ไม่เพียงแต่สัดส่วนทางกายภาพเท่านั้น ค่าพารามิเตอร์ที่วัดได้จากภายนอกร่างกายสามารถใช้คำนวณเพื่อคาดการณ์ถึงค่าปริมาณไขมันและชั้นไขมันในร่างกายได้ ตามสมการดังต่อไปนี้

$$\text{Body mass index (BMI) (kg/m}^2\text{)} = \text{WT (kg)} / [\text{HT (m)}^2]$$

$$\text{Leg length (LL) (cm)} = \text{HT} - \text{SHT}$$

$$\text{Relative sitting height (RSHT) (ratio)} = \text{SHT} / \text{HT}$$

$$\text{Waist hip ratio (WHR) (ratio)} = \text{AC} / \text{HC}$$

$$\text{Subscapular triceps ratio (STR) (ratio)} = \text{SSF} / \text{TSF}$$

$$\text{Summation of 2 skinfold (SUM2SF) (mm)} = \text{TSF} + \text{SSF}$$

$$\text{Summation of 3 skinfold (SUM3SF) (mm)} = \text{TSF} + \text{BSF} + \text{SSF}$$

$$\text{Summation of 4 skinfold (SUM4SF) (mm)} = \text{TSF} + \text{BSF} + \text{SSF} + \text{SISF}$$

$$\text{Arm muscle circumference (AMC) (cm)} = \text{MAC} - [22/7 \times (\text{TSF})]$$

$$\text{Arm muscle diameter (AMD) (cm)} = [\text{MAC} / (22/7)] - \text{TSF}$$

$$\text{Arm muscle area (AMA) (cm}^2\text{)} = [22/7 \times (\text{AMD})^2] / 4$$

$$\text{Arm fat area (AFA) (cm}^2\text{)} = [(\text{AMC})^2 / 4] - (\text{AMA})$$

$$\text{Cross-sectional arm area (CAA) (cm}^2\text{)} = \text{AMA} + \text{AFA}$$

$$\text{Fat mass (FMSF) (kg)} = (\% \text{FMSF} \times \text{WT}) / 100$$

$$\text{Lean body mass (LBM) (kg)} = \text{WT} - \text{FMSF}$$

$$\% \text{ Lean body mass (\%LBM)} = (\text{LBM} \times 100) / (\text{WT})$$

โดยที่

WT = น้ำหนัก

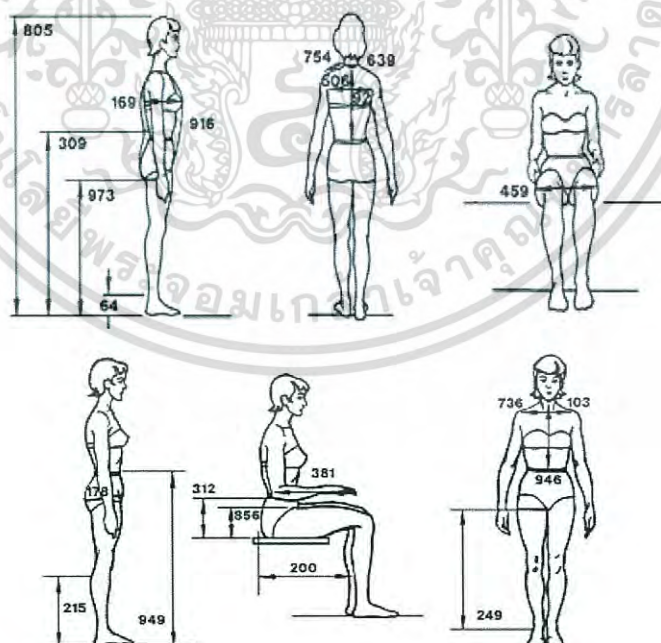
LT = ความยาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่อยู่ให้หน้าไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

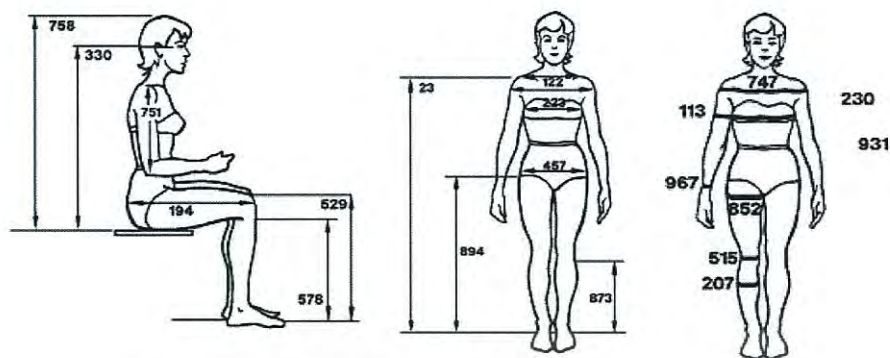
HT = ความสูง	SHT = ความสูงขณะนั่ง
fat mass = ปริมาณน้ำหนักไขมัน	AMA = การวัดพื้นที่ของกล้ามเนื้อ
AMC = เส้นรอบวงแขน	LBMSF = น้ำหนักตัวที่ปราศจากไขมัน
BMI = ค่าดัชนีมวลกาย	%LBMSF% = น้ำหนักตัวที่ปราศจากไขมัน
AFA = พื้นที่ไขมันที่แขน	FFMSF = มวลน้ำหนักตัวโดยไม่รวมไขมัน
CAA = พื้นที่ภาคตัดขวางของแขน	%FFMSF = %มวลน้ำหนักตัวโดยไม่รวมไขมัน
FMSF = ปริมาณน้ำหนักไขมัน	WHR = อัตราส่วนรอบเอว ต่อรอบสะโพก
LL = ความยาวขา	RSHT = relative sitting height
%FMS = F%ปริมาณน้ำหนักไขมัน	MAC = เส้นรอบวงกลางท่อนแขน
AC = เส้นรอบวงท้อง	HC = เส้นรอบวงสะโพก
fat free mass = มวลน้ำหนักตัวโดยไม่รวมไขมัน ซึ่งจะเป็กล้ามเนื้อ น้ำ กระดูก และอื่นๆ	
TSF = ความหนาของไขมันใต้ผิวหนังกล้ามเนื้อไตรเซ็ป	
BSF = ความหนาของไขมันใต้ผิวหนังกล้ามเนื้อไบเซ็ป	
SSF = ความหนาของไขมันใต้ผิวหนังสะบักหลัง	
SISF = ความหนาของไขมันใต้ผิวหนังบริเวณเหนือกระดูกสะโพก	
CF = ความหนาของไขมันใต้ผิวหนังน่อง	

2.1.2.4 ขนาดร่างกาย (Body Size)

(1) ตัวอย่างขนาดร่างกายของผู้หญิง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 ขนาดร่างกายของผู้หญิงเชื้อสายญี่ปุ่นวัย 40

ตารางที่ 2.2 ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้หญิงเชื้อสายญี่ปุ่นวัย 40

No.	ขนาดของร่างกาย	5th percentile	50th percentile	95th percentile
805	ส่วนสูง	148.9	148.9	148.9
309	ความสูงถึงข้อศอก	92.8	98.4	104.1
973	ความสูงถึงข้อมือ	70.8	76.6	82.4
64	ความสูงถึงข้อเท้า	5.2	6.1	7.0
169	ความลึกของหน้าอก	17.4	20.5	23.6
916	เส้นรอบวงลำต้นในแนวตั้ง	136.9	146.0	155.2
754	ความยาวช่วงไหล่	11.3	13.1	14.8
639	เส้นรอบวงลำคอ	34.5	37.1	39.7
506	ความกว้างของหลัง	32.4	35.7	39.0
921	เอวด้านหลัง	35.2	38.1	41.0
459	ความกว้างของสะโพกขณะนั่ง	30.4	33.7	37.0
215	ความสูงน่อง	25.5	28.9	32.3
949	ความสูงเอว	90.1	96.7	103.4
312	ความสูงข้อศอกขณะนั่ง	20.7	25.0	29.3
856	ความกว้างโคนขา	11.2	12.9	14.5
381	ระยะระหว่างมือถึงปลายแขน	37.3	41.7	44.6
200	ระยะข้อพับด้านในถึงกัน	37.9	41.7	45.5
249	ความสูงเป้า	65.2	70.6	76.1
736	Scye circumference	32.3	36.1	39.8
103	ความกว้างช่วงไหล่	32.4	35.7	39.0
758	ความสูงขณะนั่ง	78.3	84.8	91.2
330	ความสูงของตาขณะนั่ง	68.1	73.8	79.5
751	ความยาวระหว่างไหล่ถึงข้อศอก	27.2	29.8	32.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

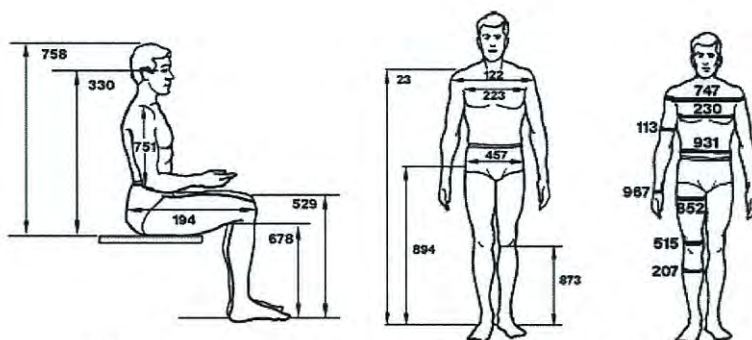
ตารางที่ 2.2(ต่อ) ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้หญิงเชื้อสายญี่ปุ่นวัย 40

No.	ขนาดของร่างกาย	5th percentile	50th percentile	95th percentile
194	ความยาวระหว่างสะโพกถึงเข่า	48.9	53.3	57.8
529	ความสูงหัวเข่าขณะนั่งKnee	41.6	45.6	49.5
578	ความสูงข้อพับหัวเข่า	34.7	38.3	41.9
23	ความสูงถึงปุ่มกระดูกหัวไหล่	119.6	127.1	134.5
894	Trochanteric height	71.0	76.7	82.4
873	Tibiale height	35.9	39.3	42.7
122	ความกว้างหัวไหล่	35.6	38.9	42.1
223	ความกว้างหน้าอก	24.5	26.8	29.0
457	ความกว้างสะโพก	30.5	32.9	35.3
113	เส้นรอบไบรเซฟ	73.2	82.1	90.9
967	เส้นรอบเอว(ล่าง)	55.3	63.2	71.2
852	เส้นรอบโคนขา	45.6	51.6	57.7
515	เส้นรอบเข่า	31.0	34.6	38.2
207	เส้นรอบน่อง	30.3	34.1	37.8
230	เส้นรอบอก	21.8	25.5	29.3
931	เส้นรอบเอว (บน)	13.7	15.0	16.2

(2) ตัวอย่างขนาดร่างกายของผู้ชาย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ขนาดร่างกายของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันวัย 40

ตารางที่ 2.3 ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันวัย 40

No.	ขนาดของร่างกาย	5th percentile	50th percentile	95th percentile
805	ส่วนสูงStature	169.7	179.9	190.1
64	ความสูงข้อเท้า	12.0	13.9	15.8
236	ความลึกของหน้าอก	21.8	25.0	28.2
916	เส้นรอบวงลำต้นแนวตั้ง	158.7	170.7	182.6
612	ความสูงหัวไหล่ขณะนั่ง	60.8	65.4	70.0
459	ความกว้างของสะโพกขณะนั่ง	34.6	38.4	42.3
921	Waist back	43.7	47.6	51.6
506	Interscye	32.9	39.2	45.4
639	เส้นวงรอบคอ	35.5	38.7	41.9
754	ความยาวหัวไหล่	14.8	16.9	19.0
378	ความกว้างจากปลายแขนไปปลายแขน	48.8	55.1	61.5
949	ความสูงเอว	100.4	108.3	116.2
249	ความสูงเป้า	79.4	86.4	93.3
215	ความสูงน่อง	32.5	36.2	40.0
103	ความกว้างหัวไหล่	37.9	41.1	44.3
946	Waist front	37.2	40.9	44.5
735	Scye circumference	44.4	49.0	53.6
178	เส้นรอบสะโพก	91.0	100.2	109.4
312	ความสูงข้อศอกขณะนั่ง	21.1	25.4	29.7
856	ความกว้างโคนขา	14.5	16.8	19.1
200	ระยะข้อพับด้านในถึงกัน	46.9	51.2	55.5
758	ความสูงขณะนั่ง	88.9	94.2	99.5
330	ความสูงของตาขณะนั่ง	76.8	81.9	86.9
529	ความสูงหัวเข้าขณะนั่ง	52.6	56.7	60.9
678	ความสูงข้อพับหัวเข้า	40.6	44.4	48.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3(ต่อ) ข้อมูลขนาดจากการวัดตามหลักวิทยาศาสตร์ของผู้ชายเชื้อสายอเมริกันวัย 40

No.	ขนาดของร่างกาย	5th percentile	50th percentile	95th percentile
751	ความยาวระหว่างไหล่ถึงข้อศอก	33.7	36.6	39.4
194	ความยาวระหว่างสะโพกถึงเข่า	56.8	61.3	65.8
23	ความสูงถึงปุ่มกระดูกหัวไหล่	138.0	147.6	157.3
894	Trochanteric height	88.3	95.8	102.9
122	ความกว้างหัวไหล่	44.6	48.9	53.2
223	ความกว้างหน้าอก	29.7	33.2	36.7
457	ความกว้างสะโพก	32.7	35.8	39.0
747	เส้นรอบหัวไหล่	109.5	119.2	128.8
230	เส้นรอบอก	89.4	100.0	110.6
931	เส้นรอบเอว(บน)	77.1	89.5	101.9
852	เส้นรอบโคนขา	52.5	60.0	67.4
515	เส้นรอบเข่า	35.9	39.4	42.9
207	เส้นรอบน่อง	33.9	37.6	41.4
113	เส้นรอบไบรเซฟ	27.3	31.2	35.1
967	เส้นรอบเอว(ล่าง)	16.2	17.7	19.3

(3) ตัวอย่างขนาดร่างกายของคนไทย[8]

จากการศึกษาวิจัยขนาดร่างกายของผู้ใช้แรงงานของ ดร.ชัยยุทธ ขวลิตนิติกุล และคณะ โดยการเก็บตัวอย่างจากสถานประกอบต่างๆ ทั้งของเอกชนและรัฐวิสาหกิจ 23 แห่ง จำนวน 2,189 ตัวอย่าง แบ่งเป็นเพศชาย 1,478 ตัวอย่าง เพศหญิง 711 ตัวอย่าง ส่วนใหญ่อยู่ระหว่าง 21-31 ปี (ร้อยละ 51.5) รองลงมาคือ 31-40 ปี (ร้อยละ 32.1) ได้ผลการวิจัยเกี่ยวกับขนาดของร่างกายของหญิงและชายไทยในทำยืนและนั่ง โดยเฉลี่ยดัง ตารางแสดงต่อไปนี้

ตารางที่ 2.4 ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดร่างกายทุกสัดส่วนในกลุ่มตัวอย่าง เพศหญิง และเพศชาย (หน่วยวัดเป็นเซนติเมตร)

ขนาดของร่างกาย	หญิง		ชาย	
	เฉลี่ย	SD	เฉลี่ย	SD
ทำยืน				
น้ำหนักตัว (กก.)	50.8	6.4	59.2	8.7
ความสูงร่างกาย	154.0	5.0	165.4	5.9
ความสูงตา	143.1	4.8	154.0	5.6
ความสูงของไหล่	127.1	4.7	137.4	5.3
ความสูงกำปั้น	67.4	3.1	73.0	3.5
ความสูงข้อศอก	94.7	3.8	102.4	4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.4(ต่อ) ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของขนาดร่างกายทุกสัดส่วนในกลุ่มตัวอย่าง เพศหญิงและเพศชาย (หน่วยวัดเป็นเซนติเมตร)

ระยะไหล่ถึงกำปั้น	59.7	3.1	64.4	3.1
ความกว้างไหล่	40.6	2.3	44.2	2.4
ความกว้างสะโพก	30.5	1.6	30.8	1.7
ระยะห่างระหว่างข้อศอก	80.2	3.9	86.5	3.9
ความยาวเท้า	23.0	1.1	25.0	1.2
ท่านี้				
ความสูงขณะนั่ง	81.7	2.7	87.2	3.2
ความสูงของตา	70.9	7.7	76.3	3.0
ความสูงของไหล่	54.7	2.4	59.4	2.7
ความสูงข้อศอก	22.3	2.3	24.4	2.4
ความหนาต้นขา	13.4	1.2	14.2	1.4
ความหนาหน้าท้อง	21.5	2.5	22.4	2.9
ความสูงขา	36.6	1.9	39.3	2.1
ระยะพื้นที่นั่งถึงกำปั้น	4.1	2.6	3.9	2.8

2.1.3 จุดศูนย์กลาง Centre of Gravity

เกี่ยวกับตำแหน่งของจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงในแต่ละสัดส่วนตามร่างกาย ตามที่ได้แสดงไว้ในตารางที่ 2.5

$$m_i = B_0 + B_1 m + B_2 v \quad (2.1)$$

ตารางที่ 2.5 ระยะสัดส่วนจุดศูนย์กลางมวล(cm) [9]

มิติ	ผู้ชาย			ผู้หญิง			%เชื่อมโยงกับความยาว
	5%	50%	95%	5%	50%	95%	
จุดศูนย์กลางมวลของข้อมือถึงมือ	6.7	7.0	7.4	6.1	6.4	6.7	-
จุดศูนย์กลางมวลของข้อศอกถึงแขนส่วนล่าง	11.0	11.7	12.3	9.9	10.4	11.0	43.0%
จุดศูนย์กลางมวลของไหล่ถึงแขนส่วนบน	12.5	13.2	14.0	11.6	12.1	12.5	43.6%
จุดศูนย์กลางมวลของสะโพกถึงลำตัว คอ ศีรษะ	18.1	19.3	22.5	16.7	17.9	19.1	39.6%
จุดศูนย์กลางมวลของเข่าถึงขาส่วนบน	23.0	24.8	22.2	22.2	23.2	24.2	56.7%
จุดศูนย์กลางมวลของข้อเท้าถึงขาส่วนล่าง	23.0	23.2	19.3	19.3	20.6	22.1	56.7%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.5(ต่อ) ระยะสัดส่วนจุดศูนย์กลางมวล(cm) [9]

มิติ	ผู้ชาย			ผู้หญิง			%เชื่อมโยง กับความยาว
	5%	50%	95%	5%	50%	95%	
จุดศูนย์กลางมวลของสัน เท้าถึงเท้า	10.6	11.4	9.4	9.4	10.3	11.1	42.9%

2.1.4 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย

ตามหลักของชีวกลศาสตร์และมอเตอร์ควบคุมของการเคลื่อนไหวของร่างกาย [10] มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกายสามารถคำนวณได้ถ้ารู้ส่วนสูงและน้ำหนักของคนคนนั้น หนึ่งในความถี่ที่ใช้เป็นกระบวนการวิธีคิดถูกอธิบายโดย Zatsiorskji และ Selujanov (1979) ซึ่งเป็นคนพิจารณาถึงตัวแปร B₀, B₁ และ B₂ สำหรับแต่ละสัดส่วนของร่างกาย

สมการสำหรับมวลร่างกาย คือ

$$m_i = B_0 + B_1 m + B_2 v \quad (2.1)$$

ตัวแปร m หมายถึง มวลทั้งหมดของคน มีหน่วยเป็น กิโลกรัม (kg) และ v หมายถึงความสูงของคน มีหน่วยเป็น เซนติเมตร(cm)

ตัวแปร B₀, B₁ และ B₂ มีค่าตามตาราง

ตารางที่ 2.6 ค่าสัมประสิทธิ์ของสัดส่วนน้ำหนัก

Segment name	B ₀ [kg]	B ₁	B ₂ [kg/cm]
หัว+คอ	1.296	0.0171	0.0143
มือ	-0.1165	0.0036	0.00175
แขนบริเวณระหว่างข้อศอกกับข้อมือ (Forearm)	0.3185	0.01445	-0.00114
แขนท่อนบน(Upper arm)	0.25	0.03012	-0.0027
ขา(Leg)	-0.829	0.0077	0.0073
หน้าแข้ง(Shank)	-1.592	0.03616	0.0121
ต้นขา(Thigh)	-2.649	0.1463	0.0137
ลำตัว(Trunk)			
ส่วนบนของลำตัว (Upper part of the trunk)	8.2144	0.1862	-0.0584
ส่วนกลางของลำตัว (Middle part of the trunk)	7.181	0.2234	-0.0663
ส่วนล่างของลำตัว (Lower part of the trunk)	-7.498	0.0976	0.04896

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จุดศูนย์กลางของแรงโน้มถ่วง (c.g.) ของสัดส่วนร่างกายพิจารณาได้คร่าวๆ ได้ดังนี้

- มือ(manus)	39:61 %
- ท่อนแขน	43:57%
- แขนท่อนบน	44:56%
- หัว+คอ	50:50%
- ลำตัว	42:58% (จากไหล่)
- thigh	43:57%
- shank	41:59%
- เท้า	40:60%

ของความยาวทั้งหมดของแต่ละสัดส่วน (จาก proximal end)[6]

2.2 กายวิภาคและสรีรวิทยาของหลัง (Anatomy and Physiology of the Back)

ไม่ว่าร่างกายมนุษย์เราจะขยับเคลื่อนไปข้างหน้า ข้างหลัง ขึ้นบนหรือลงล่าง หลังก็ถือเป็นส่วนประกอบสำคัญหลักๆ ต่อทุกๆ การเคลื่อนไหว มีโครงสร้างที่ซับซ้อนห่อหุ้มโครงกระดูกที่เป็นส่วนที่แข็งของร่างกาย ทำหน้าที่ค้ำพุงและป้องกัน มีประสิทธิภาพในการทนต่อแรงต่างๆ ในระบบกลไกของกล้ามเนื้อและกระดูก รวมทั้งยังยืดขยายและโค้งงอตามการเคลื่อนไหวได้ตลอดจนท่าแปลกๆ

ส่วนที่เรียกว่าหลัง คือ ด้านหลังของร่างกายทั้งหมดตั้งแต่คอไล่ลงมาถึงตะโพก เราเข้าใจเรื่องของหลังและลักษณะเฉพาะตัวของมันดีผ่านการสังเกตเห็นถึงความสำคัญและคุณค่าของแต่ละองค์ประกอบ ไชกระดูกหรือกระดูกสันหลัง คือ โครงสร้างกระดูกที่สามารถแบ่งแยกได้สี่ช่วง ได้แก่

- กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical vertebrae) ซึ่งมีจำนวน 7 ชั้น อยู่ในช่วงลำคอ กระดูกสันหลังในส่วนนี้ทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อและเอ็นที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวของลำคอและศีรษะ

- กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic vertebrae) ประกอบด้วยกระดูก 12 ชั้น (T1-T12) เป็นโครงสร้างที่มีการเคลื่อนไหวเพียงเล็กน้อยในขณะที่ยึดการป้องกันเป็นหลัก

- กระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lumbar vertebrae) โดยทั่วไปมักกล่าวอ้างว่าเป็นหลังส่วนล่างรับหน้าที่ค้ำพุงยามร่างกายตั้งตรง นอกจากนี้ยังทำให้เกิดการงอ ยึดและหมุนเอวให้สอดคล้องกับการเคลื่อนไหวของร่างกาย ในโครงสร้างส่วนเอวนี้มีความเค้นเกิดขึ้นมากที่สุดเนื่องจากเป็นบริเวณที่รับภาระน้ำหนักจากร่างกายส่วนบน ทำให้เป็นส่วนหนึ่งของหลังที่ได้รับบาดเจ็บมากที่สุด

- กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacral vertebrae) เป็นส่วนฐานของไขสันหลังที่เชื่อมต่อไขสันหลังกับกระดูกเชิงกราน มีส่วนประกอบหลัก คือ กระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกก้นกบ

หมอนรองกระดูกเป็นอวัยวะที่คล้ายกับก้อนเจลที่มีความหนืดและยืดหยุ่น เปรียบเสมือนถุงบรรจุกันกระแทกสำหรับกระดูกไขสันหลังแต่ละปล้อง ซึ่งมันจะซึมซับแรงสะท้อนในไขสันหลัง หากขาดหมอนรองกระดูก กระดูกสันหลังจะถูและเสียดสีกันเองทำให้กระดูกสันหลังขาดความราบเรียบขาดประสิทธิภาพในด้านการจัดลำดับการเคลื่อนไหว โครงสร้างเส้นประสาทส่วนสำคัญลากยาวจากสมองเข้าด้านในของไขสันหลัง ถูกปกป้องด้วยลำกระดูกสันหลัง แบ่งแยกย่อยกลายเป็นรากประสาทที่แผ่กระจายอยู่ภายในร่างกาย

เส้นประสาท (Neural Foramina) คือส่วนที่วางอยู่ในลำกระดูกสันหลังเพื่อให้รากเส้นประสาท

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แตกแขนงไปตามลำตัว ส่วนข้อฟาเซ็ตเป็นข้อต่อที่เชื่อมกระดูกสันหลังแต่ละปล้องเข้าด้วยกัน เพื่อให้ไขสันหลังมีความสมดุลและเอื้อต่อการเคลื่อนไหว เส้นเอ็นกล้ามเนื้อ เส้นเอ็นกระดูกและกล้ามเนื้อล้วนเป็นองค์ประกอบที่ทำให้ลำกระดูกไขสันหลังมีความสมดุลและเสถียรภาพ และสุดท้ายมีเส้นประสาทไซแอททิก (Sciatic nerve) ซึ่งเป็นส่วนโดดเด่นที่สุดของเส้นประสาทที่แผ่กระจายจากรากประสาทเข้าไปในตะโพก ด้านล่างของกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ

กล้ามเนื้อซึ่งเป็นวิกฤตการณ์สำหรับการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมของกระดูกไขสันหลังนั้นแบ่งออกเป็นสามชนิด ได้แก่ กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ กล้ามเนื้อฟลักเซอร์ (Flexor) และกล้ามเนื้อเอียง

กล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ (Extensors) เป็นโครงสร้างกล้ามเนื้อขนาดใหญ่ที่ตั้งอยู่ในตำแหน่งพื้นที่ด้านหลังของกระดูกไขสันหลัง จุดประสงค์แรกเริ่มของกล้ามเนื้อกลุ่มเอกซ์เทนเซอร์คือ ช่วยพยุงหลังเมื่อร่างกายอยู่ในสภาพตั้งตรงและจัดการพยุงและทำให้หลังมีความเสถียรยามยกของ ยกตัวอย่างกีฬา ยกน้ำหนัก ต้องใส่ใจในกล้ามเนื้อชนิดนี้เป็นพิเศษ มุ่งที่จะพัฒนาให้มันมีประสิทธิภาพที่สุด กลุ่มกล้ามเนื้ออีเรกเตอร์สไปนั (Erector Spinae) เป็นตัวตึงตรงแนวกระดูกสันหลังให้ตั้งตรงเป็นส่วนโค้งตามธรรมชาติ เป็นคู่กล้ามเนื้อที่ตั้งอยู่แต่ละข้างของกระดูกไขสันหลังส่วนล่าง และกล้ามเนื้อตะโพกที่ตั้งอยู่ตรงสะโพกและต้นขาด้านบน เป็นส่วนโดดเด่นที่สุดของกล้ามเนื้อกลุ่มเอกซ์เทนเซอร์

กล้ามเนื้อฟลักเซอร์ (Flexor) คือ กล้ามเนื้อที่ตั้งอยู่ในตำแหน่งด้านหน้าของกระดูกสันหลัง ช่วยเอื้ออำนวยให้ร่างกายงอได้ในทุกทิศทาง โดยเฉพาะเพื่อการเคลื่อนไหวแบบโค้งงอไปด้านหน้า การยกของ และการโค้งงอของกระดูกสันหลังส่วนล่าง นอกจากนี้กล้ามเนื้อกลุ่มนี้ยังรวมไปถึงกล้ามเนื้อท้องด้วย

กล้ามเนื้อที่วางตัวในแนวเฉียงอยู่บริเวณตรงกลางของกระดูกไขสันหลัง กล้ามเนื้อจำพวกนี้มีความจำเป็นในกระบวนการหมุนของกระดูกไขสันหลังรวมถึงการรักษาให้ท่าทางอยู่ในแนวทางที่ถูกต้องเหมาะสม

สุขภาพหลังที่ดีที่สุดถูกกระทบกระเทือนเรื่อยไปด้วยปัจจัยมากมาย การออกกำลังกายทั่วๆ ไปที่ไม่ดีมีจะก่อให้เกิดแรงเค้นที่หลังในตำแหน่งที่ไม่เหมาะสม ในการใช้ชีวิตประจำวัน แรงเค้นจะเด่นชัดขึ้นเมื่อร่างกายอยู่ภายใต้แรงเค้นของการแข่งขันจำพวกกรีฑา ท่าทางที่แย่ออกต้องตามสุขลักษณะและความเครียดซ้ำซากตามจำนวนการเคลื่อนไหว อย่างการบิด การเลี้ยวหรือการยกของ ทุกอย่างอาจจะสร้างความเค้นขึ้นบนโครงสร้างหลัง โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณเอวซึ่งเป็นส่วนที่รองรับและพยุงน้ำหนัก

อายุก็เป็นหนึ่งในปัจจัยสำหรับการทะนุบำรุงสุขภาพหลังที่ดี กล้ามเนื้อจะอ่อนแอลงเรื่อยๆ ตามธรรมชาติเมื่ออายุมากขึ้น ความล้มเหลวในการออกกำลังกายของกลุ่มกล้ามเนื้อหลังทั้งหมด หรือการสร้างกล้ามเนื้อไม่สมดุล วางแรงเค้นบนกล้ามเนื้อหลังอาจก่อให้เกิดปัญหาในระยะยาวได้ [11]

2.2.1 กายวิภาคและสรีรวิทยาของกล้ามเนื้อ (Anatomy and Physiology of muscles)

กระดูกสันหลังของมนุษย์มีตั้งแต่ส่วนคอจนถึงส่วนก้นกบ ซึ่งแต่ละส่วนก็มีกล้ามเนื้ออยู่รายรอบ กล้ามเนื้อมีส่วนสำคัญต่อกระดูกสันหลังเป็นอย่างมาก เนื่องจากกล้ามเนื้อในแต่ละส่วนนั้นทำหน้าที่ประคองกระดูกสันหลัง มิให้เกิดการหลวม หลุดหรือเกิดการเคลื่อนไหวที่มากเกินไปกว่ากระดูกสันหลังและเส้นประสาทภายในจะรองรับได้ ในส่วนคอจะมีกล้ามเนื้อส่วนคอรองรับ ในส่วนเอวก็จะมีกล้ามเนื้อส่วนเอว กล้ามเนื้อตั้งแต่คอจนถึงเอวนี้ได้รับการสั่งงานมาจากเส้นประสาทพอยที่ออกมาจากไขสันหลัง ดังนั้นในกรณีที่มีการกระตุ้นเส้นประสาทที่ออกมาจากบริเวณไขสันหลังผิดปกติ อาจทำให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เกิดปัญหาต่อกล้ามเนื้อที่ประคองต่อกระดูกสันหลังโดยรอบได้ กล้ามเนื้อเป็นอวัยวะที่พบการบาดเจ็บได้บ่อย โดยเฉพาะในนักกีฬาหรือในผู้ป่วยที่ขาดการออกกำลังกาย กล้ามเนื้อจะง่ายต่อการบาดเจ็บง่ายกว่าคนปกติ [11]

ชนิดของกล้ามเนื้อที่หลังนั้นมีมากมายหลายชนิด สามารถแบ่งแยกย่อยได้เป็นสองกลุ่มใหญ่ กลุ่มแรกคือ กล้ามเนื้อหลังส่วนนอกหรือชั้นต้น (Extrinsic back muscles) ประกอบด้วยกล้ามเนื้อชั้นพื้นผิวและชั้นกลาง (Superficial and Intermediate muscles) หน้าที่เคลื่อนไหวแขนและการหายใจ ส่วนอีกกลุ่มคือ กล้ามเนื้อหลังส่วนในหรือชั้นลึก (Intrinsic muscle) ทำหน้าที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวลำกระดูกสันหลัง ซึ่งในรายงานเล่มนี้จะกล่าวถึงกลุ่มกล้ามเนื้อชั้นลึกเท่านั้น

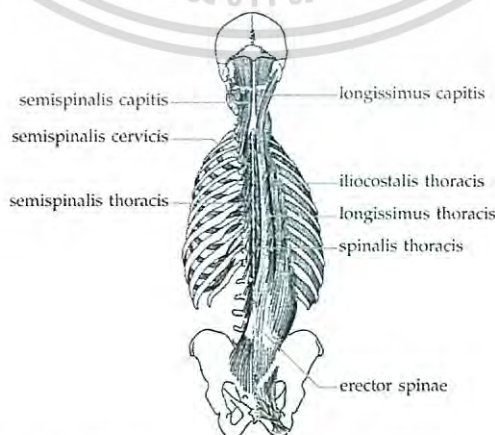
กล้ามเนื้อหลังชั้นลึก เช่น erector spinae (รูปที่ 2.5) ทำหน้าที่ดำรงท่วงท่าและการเคลื่อนไหวของลำกระดูกสันหลังและศีรษะ โดยเราเน้นไปเพียงกล้ามเนื้อที่ติดกับกระดูกสันหลัง 4 ชนิด

2.2.1.1 กล้ามเนื้อกลุ่มอีเร็คเตอร์สไปเน่ (Erector Spinae)

ที่อยู่ชั้นกลางของกล้ามเนื้อหลังชั้นลึก เป็นกล้ามเนื้อหมัดนี้ประกอบขึ้นเป็นรายนูนอยู่สองข้างของลำกระดูกสันหลัง ทอดตัวอยู่ในกลุ่มกล้ามเนื้อและเส้นประสาทตรงบริเวณใบหน้าภายในทอแรกโคลัมบาร์ ฟาสเซีย (thoracolumbar fascia) จัดเรียงตัวเป็น 3 แถว ได้แก่ กล้ามเนื้ออิลิโอคอสทอลิส (iliocostalis) อยู่แถวนอก แถวกลางเป็นกล้ามเนื้อลองกิสซิมัส (longissimus) และสไปนอลิส (spinalis) อยู่แถวใน

หน้าที่ของกล้ามเนื้ออีเร็คเตอร์สไปเน่ เมื่อทำงานร่วมกันทั้งสองข้าง กล้ามเนื้อทั้ง 3 แถวของอีเร็คเตอร์สไปเน่ ทำหน้าที่เงยศีรษะไปด้านหลังและแอ่นบางส่วนหรือลำกระดูกสันหลังทั้งหมดด้วย เมื่อทำงานข้างเดียว กล้ามเนื้อมัดนี้เอียงศีรษะหรือลำกระดูกสันหลัง นอกเหนือไปจากนี้ กล้ามเนื้อลองกิสซิมัส คาพิทิส (longissimus capitis) หมุนศีรษะให้หันไปข้างเดียวกัน กล้ามเนื้ออีเร็คเตอร์สไปเน่ เป็นกล้ามเนื้อหลักในการแอ่นลำกระดูกสันหลัง ทำให้กระดูกสันหลังตั้งตรงขึ้นมาได้และทำให้แอ่นหลังได้ด้วย

เมื่อเลาะเอากล้ามเนื้อชั้นกลางออก อยู่ในร่องระหว่างสไปนัส โพรเซส (spinous process) และทรานส์เวอร์ส โพรเซส (transverse process) ของกระดูกสันหลัง โดยรวมเรียกกลุ่มกล้ามเนื้อชั้นลึกนี้ว่าเป็น transversospinal muscle รายละเอียดมีดังนี้



รูปที่ 2.5 กล้ามเนื้อกลุ่มอีเร็คเตอร์สไปเน่ (Erector Spinae)

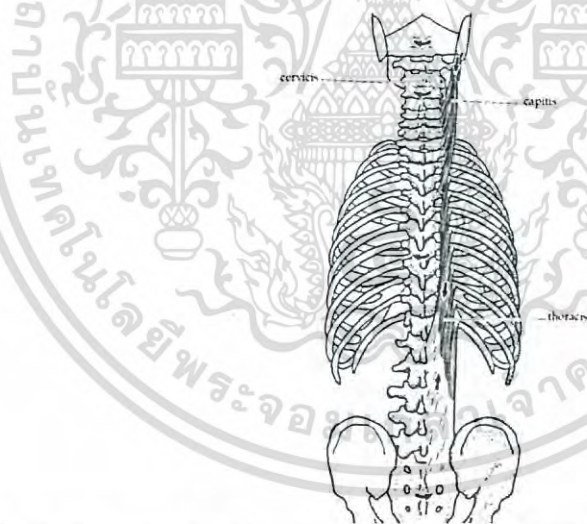
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(1) Longissimus muscle เป็นกล้ามเนื้อแถวกลางของกล้ามเนื้อกลุ่มอีเร็กเตอร์สไปเน่ ส่วนต้นเกาะร่วมกันแล้วยึดไปเกาะเป็นส่วนปลายกับทรานซ์เวอร์ส โพรเซสของกระดูกสันหลังส่วนอกและส่วนคอกับปุ่มกกหู (mastoid process) ของกระดูก temporal ของกะโหลกศีรษะ ทำให้กล้ามเนื้อนี้มีลักษณะแบบก้างปลา กล้ามเนื้อมัดนี้ อาจแบ่งออกได้เป็น 3 ส่วน แล้วแต่บริเวณที่เกี่ยวข้องดังนี้

- longissimus thoracis ปลายเกาะยึดอยู่ที่ทรานซ์เวอร์ส โพรเซสของกระดูกสันหลังส่วนอกและเกาะกับแฉ่งเล็กยื่นออกมาของซี่โครง 9 ถึง 10 อันล่าง เป็นส่วนที่ยาวที่สุด เริ่มต้นจากกระดูกกระเบนเหน็บและสไปนัส โพรเซส (spinous process) ของกระดูกสันหลังส่วนเอว บริเวณที่เป็นส่วนของเส้นใยเชื่อมต่อกับความยาวทั้งหมดของหลังส่วนด้านข้างของกระดูกสันหลังช่วงเอว และผิวหนังด้านหน้าของลัมโบดอร์ซอล ฟาสเซีย (lumbodorsal fascia) ถือว่าเป็นส่วนห่อหุ้มกล้ามเนื้ออีเร็กเตอร์ สไปเน่

- longissimus cervicis แผ่จากทรานซ์เวอร์ส โพรเซสของกระดูกสันหลังช่วงคออันบนไปยังทรานซ์เวอร์ส โพรเซสของกระดูกสันหลังช่วงคอ

- longissimus capitis เริ่มจากส่วนคอและส่วนปลายเกาะที่ปุ่มกกหู (mastoid process) ของ mastoid process ของกระดูกขมับ



รูปที่ 2.6 ภาพมุมมองจากด้านหลังและแสดงทิศทางแรงของกล้ามเนื้อลองกิสซิมัส

(2) Iliocostalis muscle เป็นกล้ามเนื้อแถวนอก ส่วนปลายเกาะที่กระดูกซี่โครง อาจแบ่งออกเป็น 3 ส่วนแล้วแต่บริเวณที่เกี่ยวข้อง ดังนี้

- กล้ามเนื้ออิลิโอคอสทอลิส ลัมโบรัม (iliocostalis lumborum muscle) เป็นกล้ามเนื้อที่แนบติดถึงแนวสันกระดูกปีกสะโพก (iliac crest) กับด้านหลังของกระดูก ซึ่งมีหน้าที่รับผิดชอบการเคลื่อนไหวที่เบื้องต้นของการยืดขยายหลัง เชื่อมจากพื้นผิวเชิงกรานของกระดูกปีกสะโพก ไปยึดเกาะกับส่วนที่ยื่นออกไปทางด้านข้าง ตรงรอยต่อระหว่างก้านกับลามิनाของกระดูกช่วงเอวกับกระดูกซี่โครง 4-5 ซี่สุดท้าย ในส่วนตรงบริเวณนั้นเอว กล้ามเนื้อมัดนี้จะเชื่อมรวมกับกล้ามเนื้อลองกิสซิมัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซิมัส ลัมโบรัม (longissimus lumborum) โดยมีส่วนของทอแรกโคลิัมบาร์ฟาเซีย (thoracolumbar fascia:บริเวณหลังช่วงอกต่อเอว) ปกคลุมกล้ามเนื้อเหล่านี้อยู่

กล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส ลัมโบรัมจัดหาแรงต้านเมื่อร่างกายโค้งโค้งไปด้านหน้า หรือโน้มตัวไปด้านหน้า และจัดเตรียมแรงที่มีความจำเป็นที่นำร่างกายส่วนหลังกลับเข้าสู่ตำแหน่งตั้งตรง กล้ามเนื้อชนิดอิเลียคอสทอลิส ลัมโบรัมนี้ไต่ยาวไปตามส่วนอกกับส่วนคอ ยืดขยายลำไขสันหลัง อำนวยความสะดวกต่ออากาศปฏิกิริยาที่ดีที่สุดต่อสุขภาพ และก้มองร่างกายเมื่อมีการใช้งานด้านใดด้านหนึ่ง

เมื่อร่างกายโค้งไปด้านหน้า ด้านหลัง หรือด้านข้างแต่ละข้างอย่างเต็มที่ กล้ามเนื้อชนิดนี้จะถูกทำให้คลายตัวและถ่ายโอนแรงไหลไปยังเส้นเอ็น พอคนเรายืนตรง กล้ามเนื้อส่วนนี้ก็จะอยู่ในสภาพคลายตัวเช่นกัน เพราะเอ็นร้อยหวายในตอนขาส่วนบนและในกล้ามเนื้อกลูเตียสแม็กซิมัส (gluteus maximus) ช่วยยึดจับร่างกายให้อยู่ในตำแหน่ง[12]



รูปที่ 2.7 ภาพมุมมองจากด้านหลังและแสดงทิศทางแรงของกล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส

- กล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส ทอราซิส (Iliocostalis thoracis muscle) ส่วนปลายเกาะอยู่ที่กระดูกซี่โครงทุกอัน เป็นกล้ามเนื้อยาวแต่แคบพาดจากกระดูกซี่โครง ยกเว้นซี่โครงซี่แรกและซี่สุดท้ายที่ไปยึดเกาะยังทรานซ์เวอร์ส โปรเซสของกระดูกสันหลังส่วนคอข้อที่ 7 สำหรับจุดตั้งต้นมักวางตัวอยู่ทางตอนในของกล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส ลัมโบรัม ส่วนตอนหน้ากล้ามเนื้อมัดนี้พบอยู่ทางด้านข้างของกล้ามเนื้อลองกิสซิมัส ลัมโบรัม (longissimus lumborum muscle) และจะมีขนาดใหญ่ที่สุดตรงระดับระหว่างกระดูกซี่โครงที่ 3-5

หน้าที่คือ กล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส ทอราซิส และกล้ามเนื้อลองกิสซิมัส ลัมโบรัมมีหน้าที่เหมือนกัน คือช่วยยึดกระดูกสันหลัง และช่วยดึงกระดูกซี่โครงขณะหายใจออก

- กล้ามเนื้ออิเลียคอสทอลิส เซอร์ไวซิส (Iliocostalis cervicis) ส่วนปลายเกาะที่กระดูกซี่โครง 6 อันบนและตุ่มเล็กๆ ด้านหลังของกระดูกสันหลัง C4 ถึง C6

(3) Spinalis muscle คือ กล้ามเนื้อย่อยในกลุ่มของกล้ามเนื้อเชื่อมยึดกระดูกสัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังหรือกลุ่มกล้ามเนื้ออีเรคเตอร์สไปเน่ ซึ่งเป็นจุดบรรจบของเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อที่ตั้งอยู่ใกล้กับไขสันหลัง กล้ามเนื้อสไปนอลิสเป็นกล้ามเนื้อที่อยู่ตำแหน่งกึ่งกลางมากที่สุดในบรรดากล้ามเนื้อทั้งสามในกลุ่มกล้ามเนื้อเชื่อมยึดกระดูกสันหลัง หรือก็คืออยู่ใกล้เส้นกึ่งกลางของร่างกายที่สุด กล้ามเนื้อชั้นลึก และเริ่มมาจากสไปนัส โพรเซส (กระดูกที่ยื่นออกมาจากด้านหลังของกระดูกสันหลัง) ของกระดูกสันหลังส่วนล่าง มันแทรกอยู่ตรงตำแหน่งเดียวกับฐานกะโหลกศีรษะ มันมีเส้นประสาทครอบคลุมที่เส้นแขนงประสาทด้านหลังของเส้นประสาทไขสันหลัง C2 ยาวไปถึง L3 กล้ามเนื้อนี้ทำหน้าที่ยืดขยายและงอโค้งลำตัวไปด้านข้าง กับหมุนไขสันหลังช่วงอก เอว และคอ

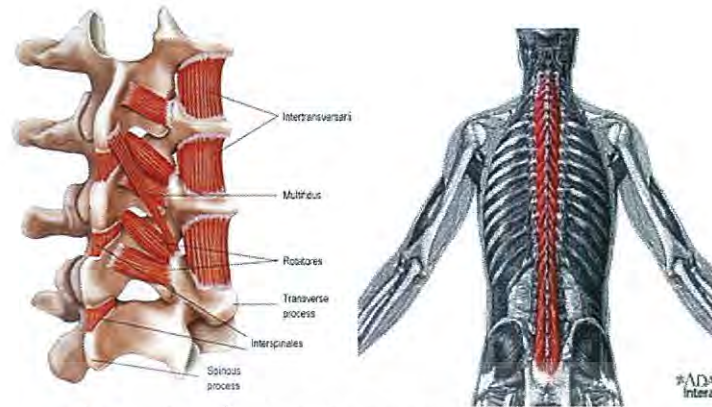


รูปที่ 2.8 ภาพมุมมองจากด้านหลังและแสดงทิศทางแรงของกล้ามเนื้อสไปนอลิส

2.2.1.2 Multifidus Muscle

กล้ามเนื้อหลังส่วนลึก เป็นหนึ่งในกล้ามเนื้อทรงพลังมากที่สุดซึ่งเล็กที่สุดด้วยเช่นกัน ให้การสนับสนุนกระดูกไขสันหลัง[13] และเป็นหนึ่งในกลุ่มของกล้ามเนื้อที่ถูกแนบกับลำไขสันหลัง เส้นต่างๆ ของเนื้อเยื่อ กล้ามเนื้อหลังส่วนลึกเริ่มที่กระดูกกระเบนเหน็บตรงฐานของไขสันหลังและทอดยาวไปยังแอ็กซิส (axis) กระดูกที่ซึ่งปกติจะเรียกว่า กระดูกคออันดับที่สอง หรือ C2 กล้ามเนื้อแสดงลักษณะจุดสอดแทรกมากมายซับซ้อนไปตามไขสันหลัง โดยเฉพาะในสไปนัส โพรเซสของกระดูกสันหลังแต่ละชั้น

สไปนัส โพรเซส (spinous processes) คือส่วนของกระดูกที่ยื่นออกมาข้างหลังจากส่วนลามินาในแนวกลาง และมักเป็นที่สังเกตเห็นชัดเจนผ่านผิวหนัง ไม่ห่อหุ้มซ้อนกันมาก[14] ฟังก์ชันการทำงานของมันคือ การเร่งความเร็วของการขยายกระดูกสันหลัง และการหมุนด้านตรงข้าม ชะลอการงอตัวของกระดูกสันหลัง และการหมุนไปด้านใดด้านหนึ่งเพียงด้านเดียวและการรักษาให้อยู่ในสถานะสมดุลของไขสันหลังส่วนนั้นเอว เพราะส่วนลึกและส่วนชั้นต้นของกล้ามเนื้อมีลิตีฟิต์สอยู่ใกล้ศูนย์กลางของข้อต่อหมุนส่วนเอว กล้ามเนื้อชนิดนี้เป็นกล้ามเนื้อสำคัญในการรักษาพื้นฟูของ Gilmore's Groin และอาการปวดหลัง[15]



รูปที่ 2.9 กล้ามเนื้อหลังมัดลึก (Multifidus Muscle)

2.2.2 กายวิภาคและสรีรวิทยาของไขสันหลัง (Anatomy and Physiology of the spine)

2.2.2.1 หมอนรองกระดูกสันหลัง (Intervertebral Discs)

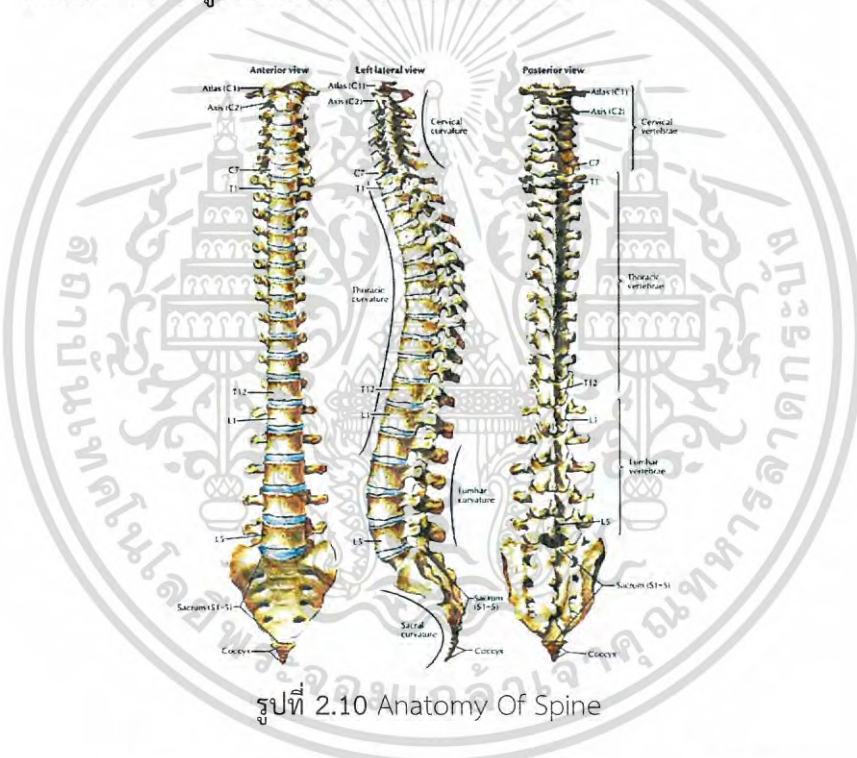
เป็นไฟโบรคาร์ติเลทที่อยู่ระหว่างลำตัวของกระดูกสันหลังทุกปล้อง ยกเว้นส่วนคอที่ 1 กับ 2 ซึ่งแบ่งเป็น 3 ส่วน คือ นิวเคลียสพัลโพซัส (nucleus pulposus) มีหน้าที่คล้ายลูกบอลยางทำให้ตัวหมอนรองมีความยืดหยุ่น เป็นจุดหลักสำหรับการเคลื่อนไหว เมื่อมีแรงกดมากๆ จะกระจายแรงไปรอบๆ เท่าๆ กันตลอด รอบๆ นิวเคลียสพัลโพซัสประกอบด้วยเส้นใยคอลลาเจนอยู่รอบนอกสุดและไฟโบรคาร์ทีเลจ (fibrocartilage) อยู่ในสุด[16], เส้นใยแอนนูลัส (annulus fibrosus) และแผ่นกระดูกอ่อน (cartilage plate) ทำหน้าที่เป็นตัวดูดซับแรงสั่นสะเทือน (shock absorber) ในท่าก้มหรือแอ่นหลัง หากทำมากเกินไปมีโอกาสทำให้หมอนรองกระดูกยื่นออกมาทางด้านหลังเยื้องไปด้านข้างจนไปกดทับเส้นประสาท ยิ่งถ้ามีการหดเกร็งของกล้ามเนื้อหลัง จะยิ่งทำให้หมอนรองกระดูกยื่นออกมามากขึ้น [17] หมอนรองกระดูกสันหลังคือโครงสร้างหลักเชื่อมต่อระหว่างกระดูกสันหลังที่ติดกัน รวมกันพวกมันสร้างขึ้น 33% ของความยาวของไขสันหลังส่วนเอว ทำงานเหมือนส่วนที่เป็นข้อต่อของเครื่องจักรกลไก การอนุญาตเคลื่อนไหวในระยะไกลระหว่างบอดี้อื่นๆ ได้ดีกว่าถ้าตัวข้อต่ออยู่ช่องทางสัมผัสโดยตรงกับแต่ละชั้นอื่นๆ หมอนรองกระดูกแต่ละชั้นตั้งอยู่ระหว่างชั้นบางๆ ของกระดูกอ่อนที่ค่อนข้างโปร่งใสในตำแหน่งระหว่าง Vertebral Endplate กับ Nucleus pulposus (Cartilaginous endplates:CEP) ของเหนือและใต้ไขสันหลัง[18]

นิวเคลียสพัลโพซัส คือส่วนกลางด้านบนตั้งอยู่ที่ภายในหมอนรองกระดูกและประกอบด้วยเส้นใยคอลลาเจนเล็กๆ โยงใยในเจลมิวโคโปรตีน (Mucoprotein Gel) นิวเคลียสคล้ายวุ้นดำรงอยู่ประมาณ 40% ของพื้นที่ภาคตัดขวางของหมอนรองกระดูก มันมีของเหลวที่บรรจุตอนเราเกิด (88%) มีกลไกที่ช่วยให้มันดูดซับความเค้นได้มาก อย่างไรก็ตาม อายุที่มากขึ้นจะส่งผลให้เปอร์เซ็นต์ของเหลวนี้น้อยลง ซึ่งสะท้อนกลับทั้งคู่ที่ลดลงอย่างแน่นอนในโปรตีนโอไกลแคน (Proteoglycans) ที่มีอยู่และปรับเปลี่ยนในอัตราส่วนของความต่างของโปรตีนโอไกลแคน การฝังให้แห้งนี้ (สูญเสียน้ำ) ลดความสามารถในการทำงานของนิวเคลียสพัลโพซัส เพื่อด้านทานความเค้น (Stress)

เส้นใยวงแหวนก่อตัวสร้างขอบเขตด้านนอกของหมอนรองกระดูก มันประกอบด้วยเนื้อเยื่อ fibrocartilaginous (เนื้อเยื่อกระดูกอ่อนที่มีลักษณะโครงสร้างที่อยู่ระหว่าง hyaline cartilage และ dense fibers connective tissue) และเส้นใยโปรตีน ที่ถูกจัดเรียงในชั้นศูนย์กลาง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รวมกันหรือจัดเรียงกันเป็นชั้นๆ วงๆ (Lamellae) และวิ่งเฉียงจากกระดูกไขสันหลังหนึ่งไปยังอีกอันตามลำดับชั้นของเส้นใยเหล่านี้เอียงในทิศทางทางเล็กดั้งนั้นที่พวกมันข้ามทแยงกันและกันที่มุมต่างกันขึ้นอยู่กับแรงดันภายในหมอนรองกระดูกสันหลังของ Nucleus pulposus ดังนั้นเส้นใยวงแหวนสามารถดูดซับความเค้นโดยการขยายกว้างออกและการหดตัวเหมือน Japanese finger trap เส้นใยรอบนอกของมันข้ามเส้นขอบของ Cartilaginous endplates เพื่อให้รวมตัวกับกระดูกแต่ละบอดีของกระดูกไขสันหลังได้ เส้นใยชั้นพื้นผิวส่วนมากผสมผสานรวมกับเส้นเอ็น (Ligament) ตามแนวยาวส่วนหน้าและส่วนหลัง อายุเพิ่มขึ้นเส้นใยเหล่านี้ของเส้นใยวงแหวนจะเสื่อมสภาพลงกลายเป็นแยกหรือแตกในแบบเปิดเป็นทางแคบยาวๆ และสูญเสียสมรรถภาพของมันที่บรรจุนิวเคลียสพัลโพซัส ถ้ามีความเค้นภายในเพียงพอ วัสดุนิวเคลียสพัลโพซัสจะสามารถแทรกซึมผ่านวงแหวนและผลลัพธ์อาการบาดเจ็บก็คือ Herniated Disc (หมอนรองกระดูกทะลัก)

2.2.2.2 ลำกระดูกสันหลัง (Vertebral column)



รูปที่ 2.10 Anatomy Of Spine

กระดูกสันหลังนอกจากเป็นโครงสร้างแข็งแรงที่ปกป้องแกนของไขสันหลังแล้ว ยังทำหน้าที่เป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อของหลัง และยังเชื่อมต่อกับกะโหลกศีรษะ (Skull) กระดูกสะบัก (Scapula) กระดูกเชิงกราน (Pelvic bones) และกระดูกซี่โครง (Ribs) อีกด้วย

กระดูกสันหลังในคนปกติจะมี 33 ชั้น มี 24 ชั้นที่เคลื่อนไหวได้ ซึ่งจะจัดจำแนกตามตำแหน่งและรูปร่างลักษณะ ได้แก่

กระดูกสันหลังส่วนคอ (Cervical vertebrae) ประกอบด้วยกระดูก 7 ชั้น (C1-C7) ซึ่ง C1 จะอยู่ด้านบนสุดของไขสันหลัง มีฟังก์ชันการทำงานหลักๆ อยู่สามอย่าง ได้แก่ พยุงน้ำหนักของกะโหลก กระดูก C1 กับ C2 รับผิชอบส่วนคอและหัวให้สามารถหมุนได้ กับกระดูก C6 และ C7 เอื้ออำนวยต่อการโค้งงอกับการยืดขยายของส่วนหัวและคอ

กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic vertebrae) มีจำนวน 12 ชั้น อยู่ในส่วนอก และมีเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะพิเศษคือจะมีจุดเชื่อมต่อสำหรับกระดูกซี่โครง ซึ่งเป็นโครงร่างสำคัญของช่องอก

กระดูกสันหลังส่วนบั้นเอว (Lumber vertebrae) มี 5 ชั้น อยู่ในช่วงเอว และมีขนาดใหญ่เพื่อรองรับน้ำหนักของร่างกายที่นอนบน และมีส่วนเป็นจุดเกาะของกล้ามเนื้อที่เป็นผนังทางด้านหลังของช่องท้องอีกด้วย แต่ละชั้นมีองค์ประกอบสองส่วนหลักๆ คือ บอดี้ส่วนหน้ามีหน้าที่รับน้ำหนัก จะเป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า และ neural arch ซึ่งเป็นโครงสร้างกระดูกที่ยื่นออกมาจากด้านหลังของส่วนบอดี้และล้อมรอบช่องว่างไขสันหลัง (Vertebral canal) ลักษณะของ neural arch จะมีก้านด้านข้างสองก้านกับตรงด้านหลังของลามินา (Lamina) นอกจากนี้ก็ยังมีส่วนประกอบย่อยอื่นๆ อย่างไขสันหลัง (Spinal cord) และ รากประสาทที่รวมกลุ่มคล้ายหางม้า (Cauda Equine) เป็นทางเดินหรือส่งผ่านสัญญาณและถูกปกป้องด้วยโครงสร้างรอบ ๆ ช่องว่างไขสันหลังหรือก็คือถูกปกป้องด้วย Neural arch และ Spinous process[19]

กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacral vertebrae) ซึ่งเดิมมี 5 ชั้น แต่จะเชื่อมรวมกันเป็นชิ้นเดียว และจะต่อกับกระดูกเชิงกราน (pelvic bone) โดยจะมีช่องเปิด (sacral foramina) เพื่อเป็นทางผ่านของเส้นประสาทที่ไปยังบริเวณเชิงกรานและขา

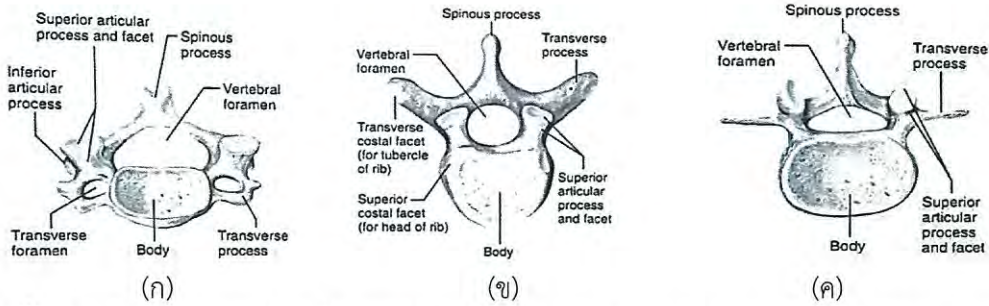
กระดูกสันหลังส่วนก้นกบ (Coccygeal vertebrae) ซึ่งอาจมี 3-4 ชั้น ซึ่งจะเชื่อมกันเป็นกระดูกชิ้นเดียวเป็นกระดูกรูปสามเหลี่ยมที่ปลายด้านล่างสุด

ตัวบอดี้ในกระดูกสันหลังแต่ละชั้นมีเปลือกนอกเป็นกระดูกขุ่น (Dense bony cortex) ล้อมรอบ Spongy Medulla ส่วนของ Cortical Bone ที่มีเนื้อกระดูกหนาแน่นอยู่บริเวณ Inferior aspects และ Superior aspects ของบอดี้ถูกเรียกว่า Vertebral plateaus Plateaus ถูกหุ้มด้วยแผ่นโครงสร้างกระดูกอ่อน เส้นรอบวงเป็นส่วนที่ทำให้มีความหนา ก่อเกิดเป็นโครงสร้างขอบที่ต่างกันออกไป อันได้รับมาจากแผ่นสร้างกระดูกและกลายเป็นหลอมรวมกับส่วนบอดี้เมื่อมีอายุ 15 ปี ลายของกระดูกสπονจ์ในบริเวณส่วนล่างของบอดี้ไล่ตามทางของแรงที่ลงบนกระดูก ในระนาบส่วนหน้า เส้นแนวตั้งเชื่อมต่อกับพื้นผิวส่วนบนและส่วนล่าง ส่วนเส้นแนวนอนลากไปพื้นผิวด้านข้าง; แนวเฉียงลากไปพื้นผิวส่วนบนด้วยกับพื้นผิวด้านข้าง ในระนาบตัดซ้ายขวา (Sagittal plane) เสี่ยมกระดูกตามการจัดเรียงเป็นรูปร่างคล้ายพัด การจัดเรียงแบบแรกแปลงแรงจากพื้นผิวด้านบนไปยังก้านทั้งสอง พื้นผิวข้อต่อด้านบนและสไปนัส โพรเซส แปลงครั้งที่สองแปลงแรงจากพื้นผิวด้านล่างไปยังพื้นผิวข้อต่อด้านล่างและ สไปนัส โพรเซส ลายกระดูกมีลักษณะซ้อนทับกันบนพื้นที่ตรงส่วนบนบางส่วนของบอดี้ของกระดูกสันหลังที่มีลายกระดูกน้อย พื้นที่ตรงนี้จะเกิดการแตกกร้าวที่แรง 75% ที่จำเป็นเพื่อให้บางส่วนด้านหลังของบอดี้ของกระดูกสันหลังแตกกร้าว

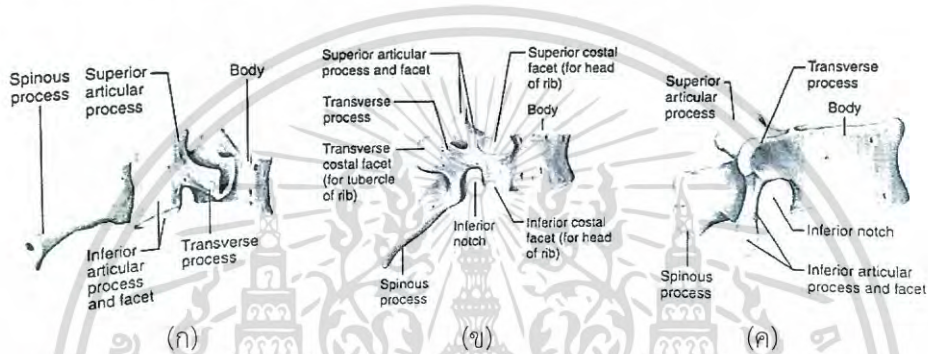
ข้อต่อฟาเซตประกอบด้วย Articular process ซึ่งไล่ขึ้นสูงจากกระดูกสันหลังที่ประกบติดกัน ยื่นออกไปด้านบนและด้านล่างจากจุดเชื่อมต่อของก้านและลามินา

กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Sacral vertebrae) ซึ่งมี 5 ชั้น แต่จะเชื่อมรวมกันเป็นชิ้นเดียว และจะต่อกับกระดูกเชิงกราน (Pelvic Bone) โดยจะมีช่องเปิด (Sacral Foramina) เพื่อเป็นทางผ่านของเส้นประสาทที่ไปยังบริเวณเชิงกรานและขา

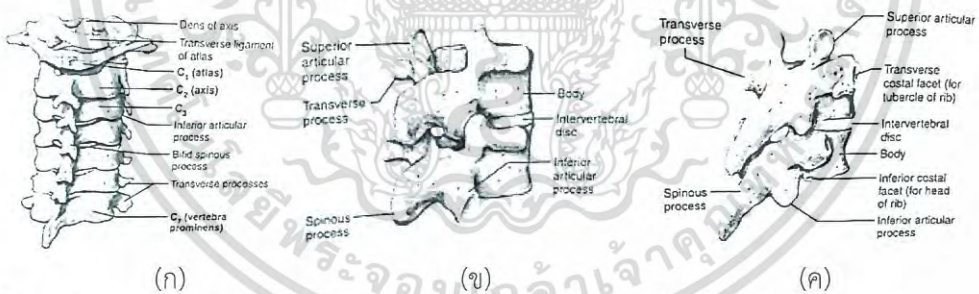
Sacral vertebrae กระดูกสันหลังส่วนก้นกบ (Coccygeal Vertebrae) ซึ่งมี 4 ชั้น ซึ่งจะเชื่อมกันเป็นกระดูกชิ้นเดียวเป็นกระดูกรูปสามเหลี่ยมที่ปลายด้านล่างสุด



รูปที่ 2.11 ลักษณะกระดูกสันหลังจากมุมมองด้านบน (ก) ส่วนคอ (Cervical) (ข) ส่วนอก (Thoracic) และ (ค) ส่วนเอว (Lumbar)



รูปที่ 2.12 ลักษณะกระดูกสันหลังจากมุมมองด้านข้างขวา (ก) ส่วนคอ (Cervical) (ข) ส่วนอก (Thoracic) และ (ค) ส่วนเอว (Lumbar)

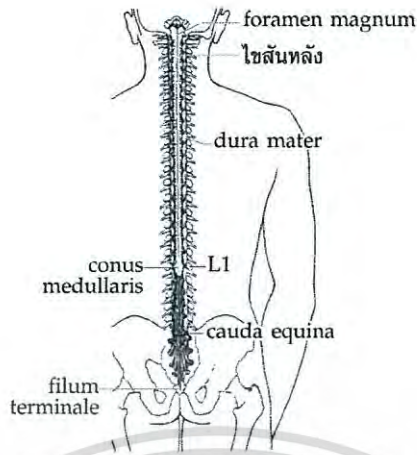


รูปที่ 2.13 ลักษณะดูไขสันหลัง (ก) ส่วนคอ (Cervical vertebrae) (ข) ส่วนอก (Thoracic vertebrae) และ (ค) ส่วนเอว (Lumbar vertebrae)

ลำกระดูกสันหลังมีส่วนประกอบที่สำคัญดังนี้

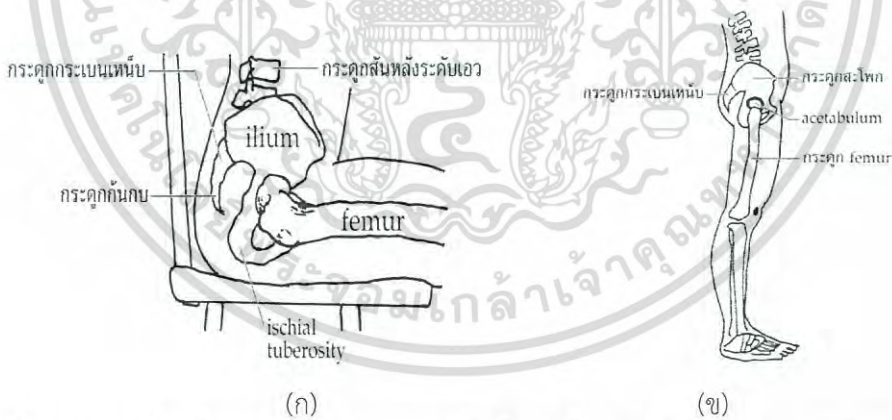
ช่องไขสันหลัง (vertebral canal, spinal canal) มีไขสันหลัง รากประสาทไขสันหลังและเยื่อหุ้มไขสันหลังบรรจุอยู่ภายใน (รูปที่ 2.14) ประกอบขึ้นจากช่องกระดูกสันหลัง (vertebral foramen) ซึ่งอยู่ภายในกระดูกสันหลังที่เรียงกัน เส้นประสาทไขสันหลังและแขนงอยู่นอกช่องไขสันหลัง เว้นแต่ เส้นประสาท meningeal ซึ่งย้อนกลับเข้าไปในช่อง intervertebral foramen เพื่อควบคุมเยื่อหุ้ม ไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 โครงสร้างภายในช่องไขสันหลัง(มองจากด้านหลัง)

ลำกระดูกสันหลังประกอบขึ้นเป็นแกนของร่างกายที่แข็งแรงและยืดหยุ่นและเป็นจุดหมุนสำหรับศีรษะ ดังนั้นจึงมีบทบาทสำคัญในด้านการทรงตัว การรับน้ำหนักของร่างกาย การเคลื่อนไหวและการปกป้องไขสันหลังกับรากประสาท ขณะที่คนอยู่ในท่านั่งลำกระดูกสันหลังจะผ่อนน้ำหนักของร่างกายผ่านข้อต่อกระดูกสันหลังกับเชิงกราน (sacroiliac joints) ไปยังกระดูก ilium แล้วส่งแรงต่อไปยัง ischial tuberosity (รูปที่ 2.15 ก) แต่ขณะยืนน้ำหนักของร่างกายถูกส่งผ่านจาก sacroiliac joint ไปยัง acetabulum แล้วส่งแรงต่อไปยังกระดูก femur (รูปที่ 2.15 ข)



รูปที่ 2.15 ภาพด้านข้างของข้างขวาแสดงการรับน้ำหนักใน (ก) ท่านั่ง และ (ข) ท่ายืน [15]

แนวโค้งปกติของลำกระดูกสันหลัง (normal curvatures of vertebral column) ในลำกระดูกสันหลังที่ร้อยเรียงกันไว้ มีแนวโค้งที่พบได้เป็นปกติอยู่ 4 แห่งในผู้ใหญ่ แนวโค้งที่อกและก้นกบเป็นแบบโค้งงอไปทางด้านหลัง ส่วนที่คอและเอวนั้นโค้งงอมาทางด้านหน้า (รูปที่ 2.16) แนวโค้งที่อกและก้นกบเรียกว่า แนวโค้งปฐมภูมิ (primary curvature) เนื่องจากพัฒนาขึ้นมาตั้งแต่ระยะตัวอ่อน แนวโค้งที่คอและเอวเริ่มปรากฏในระยะใกล้คลอดแต่เห็นไม่ชัดเจนจนหลังคลอดเรียกว่า แนวโค้งทุติยภูมิ (secondary curvature) แนวโค้งที่คอ (รูปที่ 2.16) ถูกเน้นให้เห็นชัดเมื่อทารกเริ่มชันศีรษะให้ตั้งตรงและแนวโค้งที่เอวเห็นชัดขึ้นเมื่อเด็กเริ่มเดิน แนวโค้งที่คอทำให้เลื้อนหายไปได้โดยการก้มคอ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แนวโค้งที่อกเป็นแนวโค้งถาวรเกิดจากกระดูกสันหลังส่วนอกทั้ง 12 อันร้อยเรียงกัน แนวโค้งที่เอวมักเห็นเด่นชัดในหญิงสิ้นสุดลงที่ lumbosacral joint แนวโค้งส่วนก้นกบก็ถาวรเช่นกันและมีรูปที่ลักษณะแตกต่างกันระหว่างชายหญิง แนวที่กระดูกก้นกบในหญิงจะโค้งน้อยกว่าในชาย เป็นการเพิ่มขนาดความกว้างของช่องทางออกเชิงกราน (pelvic outlet) จุดศูนย์ถ่วงของร่างกายอยู่หน้าต่อ sacral promontary (รูปที่ 2.15 ข) พอดี



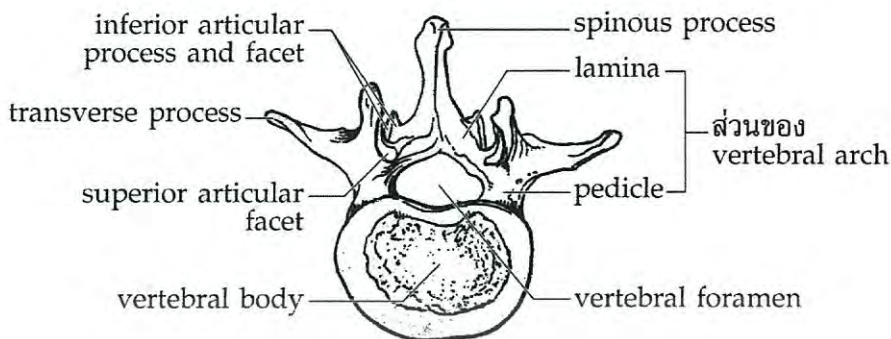
รูปที่ 2.16 ภาพด้านข้างซ้ายแสดงแนวโค้งปกติของลำกระดูกสันหลัง

ส่วนโค้งลำไขสันหลัง (neural arch) (รูปที่ 2.16) เป็นส่วนที่ห่อล้อมช่องกระดูกสันหลัง (vertebral foramen) ยึดอยู่กับสองข้างของ body ทำหน้าที่ปกป้องไขสันหลังกับรากประสาทไม่ให้ได้รับอันตราย ส่วนโค้งลำไขสันหลังประกอบด้วย pedicle 2 อันมีลักษณะคล้ายเสาที่ยื่นไปทางด้านหลังเพื่อไปจรดกับลามิना 2 อันที่มีลักษณะคล้ายหลังคา ลามินาทั้งสองบรรจบกันทางด้านหลังและมีสไปนัส โพรเซสยื่นออกมา มี articular process 4 คู่ และ transverse process 2 คู่ ยื่นออกมาจาก vertebral arch (รูปที่ 2.17 ข) ช่องกระดูกสันหลังต่อเนื่องกันในลำกระดูกสันหลังที่เรียงร้อยกันเกิดเป็น ช่องไขสันหลัง (vertebral canal หรือ spinal canal) ซึ่งมีไขสันหลังและเยื่อหุ้มรากประสาทและหลอดเลือดบรรจุอยู่

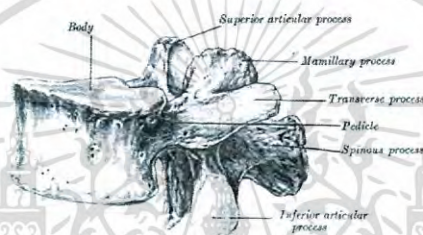
pedicle (รูปที่ 2.17ข) เป็นแท่งกระดูกก้ำยาขนาดสั้นต่อจากสองข้างของ body ทอดตัวไปข้างหลังเพื่อไปบรรจบกับลามินาที่แบนกว้าง pedicle หรือก้านแต่ละอันมีรอยเว้าด้านบน มักมีขนาดเล็กเรียกว่า superior vertebral notch และมีรอยเว้าด้านล่างซึ่งมีขนาดใหญ่กว่าเรียกว่า inferior vertebral notch เมื่อกระดูกสันหลัง 2 อันเรียงประสานกัน superior vertebral notch และ inferior vertebral notch จะมาอยู่เคียงกันและก่อรูปเป็นวงแหวนกระดูกรูปไข่ที่ได้ชื่อว่า intervertebral foramen ที่มีเส้นประสาทไขสันหลังลอดออกมา (รูปที่ 2.18) โดยที่ anterior และ posterior root จะบรรจบกันที่ขอบนอกของ intervertebral foramen เพื่อกลายเป็นเส้นประสาทไขสันหลัง (รูปที่ 2.18)

ลามินา (รูปที่ 2.17 ก) เป็นแผ่นกระดูกกว้างแบนที่แผ่ยื่นจากก้านไปด้านหลังลามินาทั้งคู่นี้ซ้อนทับลามินาคู่ล่างและจะไปบรรจบกันตรงกลางพร้อมกับมีสไปนัส โพรเซสยื่นออกมา ทำหน้าที่เป็นหลังคาของช่องกระดูกสันหลัง ขอบบนและขอบล่างของลามินาจะขรุขระในบริเวณที่เป็นที่เกาะของ ligamentum flavum

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.17 ส่วนต่างๆ ของกระดูกสันหลังต้นแบบ: มองจากด้านบน (ก) และด้านข้างซ้าย (ข)



รูปที่ 2.18 ภาพด้านข้างซ้ายแสดง intervertebral foramen

แรงกระดูกที่ยื่นออกมาจากส่วนโค้งลำไขสันหลังตามปกติจะมีแรงกระดูกที่ยื่นออกมาจากส่วนโค้งลำไขสันหลัง (รูปที่ 2.17) 7 แ่ง โดย 3 แ่งมีลักษณะเป็นแท่งเรียกว่าสไปนัส โพรเซสและทรานซ์เวอร์ส โพรเซสและ 4 แ่งที่เหลือเป็นข้อเรียกว่า อาร์ติคิวลาร์ โพรเซส

สไปนัส โพรเซส (spinous process) ของกระดูกสันหลังต้นแบบ (T5 ถึง T8) ยื่นจากรอยบรรจบกันของลามินา โดยปกติอยู่ในแนวกลางซ้อนทับไปบนกระดูกสันหลังที่อยู่ต่ำกว่าลงไปเป็นที่เกาะสำหรับ interspinous และ supraspinous ligament และกล้ามเนื้อหลายมัด

ทรานซ์เวอร์ส โพรเซส (transverse process) ยื่นออกไปทางข้างตรงรอยต่อระหว่างก้านกับลามินา (รูปที่ 2.17 ก) ทำหน้าที่เป็นคานและเป็นที่ยึดเกาะกล้ามเนื้อหลังส่วนลึกช่วยให้เพิ่มความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มั่นคงแก่ลำกระดูกสันหลัง

อาร์ติคูลาร์ โพรเซส (articular process) ยื่นออกมาจากรอยต่อระหว่างก้านกับลามิना เช่นกัน (รูปที่ 2.17 ข) ส่วนอาร์ติคูลาร์ โพรเซสที่ยื่นไปด้านบนเรียกว่า superior articular process และอาร์ติคูลาร์ โพรเซสที่ยื่นไปด้านล่างเรียกว่า inferior articular process โดยที่ superior และ inferior มาประสานกันเกิดเป็น zygapophyseal หรือ facet joint ช่วยป้องกันมิให้กระดูกสันหลังอันบนเลื่อนไกลไปอยู่หน้าต่อกระดูกสันหลังอันล่างได้ โดยเฉพาะในบริเวณอกและเอว ข้อฟาเซต (Facet joint) ยอมให้มีการเคลื่อนไหวแบบก้มตัวและแอ่นตัวได้เช่นเดียวกับยอมให้เอียงตัวไปด้านข้างและบิดตัวไปมาได้บ้าง (รูปที่ 2.19) [19]



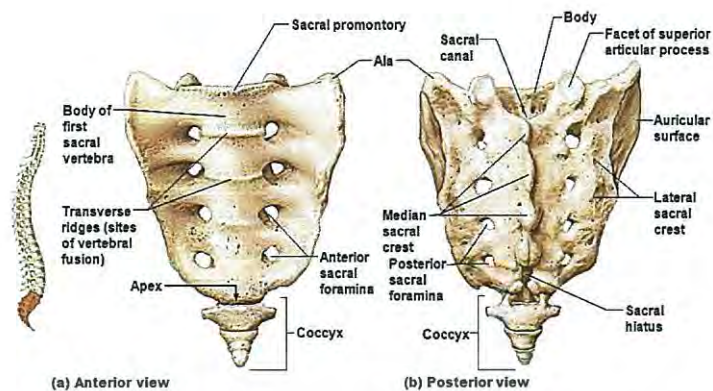
รูปที่ 2.19 การเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลัง

2.2.2.3 กระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกก้นกบ (Sacrum & Coccyx)

กระดูกกระเบนเหน็บเป็นกระดูกทรงสามเหลี่ยมที่ใหญ่ที่สุด ประกอบด้วยกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ 5 ชั้นและถูกแทรกคล้ายลิ้มระหว่างกระดูกเชิงกรานสองชั้น กระดูกใต้กระเบนเหน็บ (Sacral) และด้านข้างกระดูกปีกสะโพก (Iliac sides) ของข้อต่อกระดูกเชิงกรานที่เคลื่อนไหวได้น้อย (Sacroiliac amphiarthrodial joint) ถูกหุ้มด้วย thicker hyaline (1-3 mm) กับ Thinner fibrocartilage (1 mm) บริเวณช่องท้องหรือด้านหน้า บางส่วนของข้อต่อที่ถูกลากเส้นโดยเยื่อบุผิวข้อ (Synovial membrane) ที่ผลิตน้ำไขข้อโดยรวมเล็กๆ ข้างหลัง (Dorsal) หรือส่วนหลัง (Posterior) บางส่วนของข้อต่อไม่ได้บรรจุเนื้อเยื่อไขข้อและถูกให้เข้าร่วมด้วยการผูกติดเส้นใย (Fibrous attachment) การเชื่อมต่อกันที่เป็นของส่วนรวมส่วนมากกับกระดูกเชิงกราน (Ilium) รวมถึง S1, S2 และ S3 บางครั้ง L5 อาจเป็นส่วนแบ่งเชื่อมตัว ขณะที่ S4 และ L4 ยากที่จะถูกนำมาเกี่ยวข้องกับ กลุ่มกระดูกใต้กระเบนเหน็บส่วนน้อยมักถูกนำมาเกี่ยวพันในกระดูกเชิงกรานเพศหญิงบ่อยกว่าในกระดูกเชิงกรานเพศชาย สิ่งเหล่านี้คือฮอร์โมนรองกระดูกสันหลังรูปทรงลิ้มสอดแทรกระหว่างฐานของกระดูกใต้กระเบนเหน็บ (Sacrum) และท้ายกระดูกสันหลังส่วนล่าง (Lumbosacral Disc: ฮอร์โมนรองกระดูกสันหลังระดับเอวหรือกระดูกใต้กระเบนเหน็บรวมเอว) ช่องว่างไขสันหลังดำเนินต่อไปในกระดูกใต้กระเบนเหน็บ (Sacrum) และเส้นประสาทกระดูกใต้กระเบนเหน็บยื่นออกผ่านตำแหน่ง Bony foramina ทั้งด้านหน้าและด้านหลัง

กระดูกก้นกบ ที่มีถูกอ้างถึงในฐานะกระดูกหาง (Tail Bone) มันถูกทำขึ้นด้วยกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (Fused Sacral Vertebrae) ชั้นเล็กสี่ชั้น ต่อเชื่อมถึงจุดสิ้นสุดด้านล่างของกระดูกใต้กระเบนเหน็บและเป็นของแข็ง เหล่านี้ไม่ใช่ Spinal canal ในกระดูกก้นกบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.20 ด้านหน้าด้านหลังและกระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกก้นกบ (Anterior and posterior Sacrum&Coccyx)

2.3 แนวคิดทางวิศวกรรมชีวการแพทย์และเงื่อนไข (Biomechanical concepts and terms)

2.3.1 ศูนย์กลางมวล ศูนย์ถ่วงและจุดเซนทรอยด์ (The Center of Mass, The center of gravity and Centroids)

ศูนย์กลางมวลหรือบางครั้งก็เรียกว่าศูนย์กลางแรงโน้มถ่วง เมื่อมวลของวัตถุมีการกระจายอย่างสม่ำเสมอตลอด จุดศูนย์กลางมวลก็จะตั้งอยู่ที่ศูนย์กลางทางเรขาคณิตของวัตถุ แต่กับวัตถุที่มีรูปทรงและการกระจายแรงที่ไม่สม่ำเสมอ อย่างในร่างกายนมนุษย์นั้น ศูนย์กลางของมวลจะตั้งอยู่ทางที่มีน้ำหนักมากกว่า โดยทั่วไปจะเป็นด้านที่มีขนาดใหญ่ หากระบบอยู่ภายใต้สนามแรงโน้มถ่วงที่เป็นเอกภาพ มักเรียกศูนย์กลางมวลว่าเป็น ศูนย์ถ่วง (center of gravity) คือตำแหน่งที่วัตถุนั้นถูกกระทำโดยแรงโน้มถ่วง[20] ซึ่งศักยภาพพลังงานของแรงโน้มถ่วงสามารถมองว่าเสมือนมีสปริงที่มองไม่เห็นติดอยู่ระหว่างจุดศูนย์กลางของมวลร่างกายและศูนย์กลางของโลก การดึงจะเป็นการดึงลงในแนวตรงเสมอ ซึ่งโดยมากจะเป็นความต้องการเพื่อชยับเคลื่อนร่างกายในแนวตั้งตรงมากกว่าแนวนอน ตามรูปที่ 2.21

สำหรับความหมายของจุดศูนย์กลางของความโน้มถ่วง (center of gravity) เป็นจุดที่แรงลัพธ์ของแรงดึงดูดของโลกกระทำต่อส่วนต่างๆ ของวัตถุกระทำ ซึ่งในสถานการณ์ธรรมดาที่สนามโน้มถ่วงมีค่าสม่ำเสมอทั่วปริมาตรของวัตถุ จุดศูนย์กลางมวลกับศูนย์ถ่วงจะเป็นจุดเดียวกัน แต่ในกรณีที่วัตถุมีขนาดใหญ่มีความเป็นไปได้ที่จุดศูนย์ถ่วงและจุดศูนย์กลางมวลจะอยู่คนละตำแหน่งกัน[21]

ในกรณีที่วัตถุนั้นประกอบด้วยวัตถุทรงพื้นฐานต่างๆ เชื่อมติดกันหรือวัตถุที่สร้างขึ้นจากองค์ประกอบหลากหลายชิ้นส่วน การหาจุดศูนย์กลางมวลหรือจุดศูนย์ถ่วงนั้น เราจะหาจุดที่เรียก จุดเซนทรอยด์ (Centroid, C) ซึ่งมีความหมายว่า ตำแหน่งที่ได้จากการเฉลี่ยตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงหรือศูนย์กลางมวลขององค์ประกอบหรือรูปทรงต่างๆ ที่ประกอบขึ้นเป็นวัตถุหนึ่งชิ้น หากรู้ตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงหรือศูนย์กลางมวลขององค์ประกอบต่างๆ ในวัตถุชิ้นนั้นก็เป็นการง่ายที่จะพิจารณาหาตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงของวัตถุที่มีองค์ประกอบซับซ้อนโดยไม่ต้องอินทิเกรตพื้นที่[22] โดยมีสมการว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\bar{X} = \frac{\sum m_i \bar{x}_i}{\sum m_i}, \quad \bar{Y} = \frac{\sum m_i \bar{y}_i}{\sum m_i}, \quad \bar{Z} = \frac{\sum m_i \bar{z}_i}{\sum m_i} \quad (2.2)$$

ซึ่ง i แทนจำนวนขององค์ประกอบหรือจำนวนรูปทรงภายในวัตถุ



รูปที่ 2.21 (ซ้าย) กิ่งกลาง (ขวา) ด้านหน้าของร่างกาย

2.3.2 กฎนิวตัน (Newton's Laws of Mechanics)

กฎข้อแรก : กฎของแรงเฉื่อย

วัตถุทุกอย่างรวมถึงร่างกายจะมีแรงเฉื่อยเป็นตัวต่อต้านการเปลี่ยนแปลงไม่ว่าจะในสถานะพอนคลายหรือกำลังเคลื่อนไหว แรงจำเป็นต้องชนะแรงเฉื่อยของร่างกายซึ่งจะขึ้นอยู่กับน้ำหนักร่างกายและอัตราขณะเคลื่อนไหว หากแรงที่กระทำไม่มากกว่าแรงเฉื่อยร่างกายก็จะไม่เคลื่อนไหว และต่อให้อยู่ในสภาวะปกติอาจมีแรงหลายๆ แรงมากระทำและถ้าแรงเหล่านั้นมีขนาดเท่ากัน ทิศทางหักล้างกัน ร่างกายก็จะอยู่ในสถานะสมดุล และถ้าแรงไม่หักล้างกัน การเคลื่อนที่ก็จะเกิดขึ้น

กฎข้อที่สอง : กฎของความเร่ง

การเร่งความเร็วของวัตถุเป็นส่วนสำคัญกับแรงที่ไม่สมดุลกัน และสัดส่วนผกผันกับมวลของวัตถุ ในอีกความหมายหนึ่ง แรงสุทธิที่กระทำต่อร่างกายให้ความเร่งที่เป็นสัดส่วนต่อแรงทั้งในทิศทางและขนาดและสัดส่วนผกผันกับมวลของร่างกาย

กฎข้อสาม : กฎของแรงปฏิกิริยา

ทุกแรงกิริยาจะมีแรงปฏิกิริยาซึ่งทำในทิศทางตรงข้ามและมีขนาดเท่ากัน ความเฉื่อยเทียบเท่ากับแรงปฏิกิริยาซึ่งเท่ากันและตรงข้ามกับแรงกิริยาที่สร้างความเร่ง ดังนั้น แรงมักเป็นคู่ที่คู่กันมีขนาดเท่ากันแต่ทิศตรงข้ามกัน ในทางชีวกลศาสตร์ เราจะเรียกแรงภายในร่างกายว่าแรงกิริยาและแรงภายนอกที่ถ่ายเข้าร่างกายเทียบเท่ากับแรงปฏิกิริยา (เช่น น้ำหนัก แรงปฏิกิริยาจากพื้น)

2.3.3 การพิจารณาแรงไหลดบนไขสันหลัง (Spinal Load Considerations)

แรงไหลดที่ไขสันหลังทั่วไปเป็นอีกหนึ่งตัวอย่างของผลกระทบจากแรงภายนอกกระทำในระบบกล้ามเนื้อและกระดูก เมื่อแรงไหลดจากการยกของทำต่อไขสันหลัง แรงจากน้ำหนักของร่างกาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนบนกับน้ำหนักที่ยกจะกระทำต่อพื้นที่ระดับเอว รวมถึงแรงหมุนตัดที่เป็นต้นตอของแรงเหล่านี้ เนื่องจากแรงเหล่านี้อยู่ในบางระยะจากจุดศูนย์กลางมวลของ L5 โหลดบนหมอนรองกระดูกในระดับเอวคือผลรวมของน้ำหนักของร่างกายส่วนบน น้ำหนักของสิ่งของที่ยก แรงจากกล้ามเนื้อ และระยะแขนตามลำดับไปยังหมอนรองกระดูก ดังที่แสดงในรูปที่ 2.22

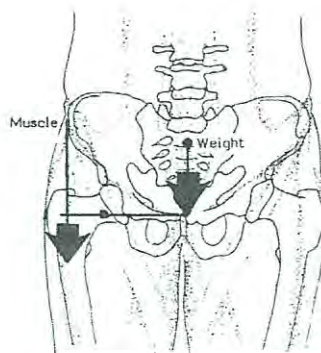


รูปที่ 2.22 ระหว่างการยกของ ทิศทางแรงโหลดมารวมอยู่ที่ L5

เน้นย้ำความสำคัญของแรงโหลดในกิจกรรมบางประเภทอย่างเช่น การยกของ โยนบอลลิง และพายเรือ เป็นต้น คาดการณ์ว่าเมื่อถือวัตถุที่ระดับ 14 นิ้วจากเข่าหลัง แรงโหลดที่เกิดบนหมอนรองกระดูกจะประมาณ 15 เท่าของน้ำหนักของที่ยก ดังนั้นหากยกของที่น้ำหนัก 20-lb ที่หมอนรองกระดูกจะถูกแรงขนาด 300-lb กระทำ อีกหนึ่งตัวอย่างคือ คนน้ำหนัก 170-lb ยกของ 200-lb ตามรูปที่ 2.22 แสดงให้เห็นว่าจะเกิดแรง 2000-lb ที่หมอนรองกระดูกระดับเอว แรงโหลดนี้แน่นอนว่าต้องมีการกระจายแรงไป ไม่อย่างนั้นกระดูก L5 ของเข่าหลังต้องหักอย่างแน่นอน แรงจะกระจายไปตามกล้ามเนื้อย่อยต่างๆ ของเข่าหลังและโดยเฉพาะช่องท้อง (abdominal cavity) ที่ทำหน้าที่เหมือนห้องไฮดรอลิกเพื่อดูดซับและลดภาระจากแรงโหลด

2.3.4 สมดุลของร่างกาย(Equilibrium)

ในขณะที่แรงทุกรูปแบบอาจเป็นต้นตอของข้อเคลื่อนบางส่วน (Subluxation) ข้อเคลื่อน (Dislocation) การบาดเจ็บกระดูกและข้อ (Fracture) ข้อเคล็ด - ข้อแพลง (Sprain and Strain) และอื่นๆ ชีวกลศาสตร์เกี่ยวข้องกับการพิจารณาแบบและขอบเขตของอาการบาดเจ็บ การเกิดขึ้นอยู่กับการประยุกต์ของแรงและแรงต้านของแรงประยุกต์นั้น แรงประยุกต์ที่แตกต่างกัน อาจสืบเนื่องมาจากการตัด ความเค้นและการหักด้วยแรงอัด (compression fracture) นอกจากนี้เนื้อเยื่อที่เกี่ยวข้องก็ทำให้ได้รู้ทั้งตำแหน่งและขอบเขตของอาการบาดเจ็บได้เร็วยิ่งขึ้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.23 แบบแผนของการกระทำของแรงสถิต (น้ำหนักตัว) บริเวณแกนหัวกระดูกต้นขา

2.3.4.1 ระบบการรักษาสมดุลของร่างกายในภาวะไม่เสถียร (Homeostatic Imbalance)

มีรูปแบบโค้งเว้าของไขสันหลังที่ผิดปกติหลายรูปแบบ บางก็เป็นมาตั้งแต่เกิด ส่วนที่เหลือเกิดเนื่องจากอาการป่วย, ท่าทางที่ไม่ถูกต้อง (Poor Posture) หรือเกิดจากกล้ามเนื้อตึงไขสันหลังไม่สมดุลภาคกันมีน้อยข้างมากข้าง โรคสันหลังคด(scoliosis) เป็นความผิดปกติของส่วนโค้งด้านข้างที่มักเกิดขึ้นบ่อยมากที่บริเวณส่วนอก(Thoracic region) ค่อนข้างเป็นเรื่องปกติในช่วงวัยเด็ก โดยเฉพาะเด็กผู้หญิงซึ่งยังหาสาเหตุที่แน่ชัดไม่พบ ความผิดปกติอย่างอื่นส่วนมากสืบเนื่องมาจากความผิดปกติของโครงสร้างของกระดูกสันหลังเอง รวมทั้งความยาวของขาที่ไม่เท่ากันหรือกล้ามเนื้อเป็นอัมพาล

หลังโก่ง (Kyphosis) คือ ลักษณะที่ส่วนโค้งของกระดูกสันหลังส่วนอกโค้งไปด้านหลังมากเกิดไป (ปกติจะโค้งไปด้านหน้า) พบเห็นได้บ่อยในกลุ่มผู้สูงอายุด้วยสาเหตุจากภาวะกระดูกพรุน แต่อาจเป็นผลจากวัณโรคไขสันหลัง, โรคกระดูกอ่อน (rickets) หรือโรคกระดูกนุ่ม (osteomalacia)

กระดูกสันหลังแอ่น (Lordosis) คือ ส่วนโค้งบริเวณช่วงเอวเด่นเกินไปหรือแอ่นเกินไป ซึ่งเป็นผลมาจากวัณโรคไขสันหลังหรือโรคกระดูกนุ่ม (osteomalacia) ได้เช่นกัน กระดูกสันหลังแอ่นชั่วคราว ธรรมดาแล้วเกิดจากการยกของหนักทำให้กล้ามเนื้อไปด้านหน้าเยอะ อย่างคนอ้วนหรือสตรีตั้งครรภ์ ในความพยายามคงสภาพศูนย์กลางแรงโน้มถ่วง ร่างกายจึงตอบสนองโดยการเหวี่ยงไหล่ไปด้านหลัง แอ่นและทิ้งตัวเน้นไปที่ส่วนโค้งเว้าช่วงเอวมามากขึ้นโดยอัตโนมัติ

อุบัติเหตุที่กระดูกไขสันหลังกะทันหัน ยกตัวอย่างเช่น จากสภาพล้มไปด้านหน้าตอนยกของหนักก็อาจเป็นผลให้เกิดการทะลักของหมอนรองกระดูกหนึ่งอันหรือมากกว่านั้น ซึ่งหมอนรองกระดูกทะลักมักเกี่ยวกับการแตกของเส้นใยแอนนูลัส(annulus fibrosus) ตามด้วยส่วนที่ยื่นออกของสไปนิจิวเคลียสพัลโพซัลผ่านวงแหวน ถ้าส่วนที่ยื่นออกมากดลงบนเส้นประสาทไขสันหลังหรือเส้นประสาทที่ไหลออกมาจากคอร์ด (cord) อาจทำให้ทั้งเจ็บปวดมาก หรือไร้ความรู้สึกไปเลยก็ได้

ภาวะหมอนรองกระดูกทะลักมักรักษาด้วยการออกกำลังกายระดับปานกลาง การนวด การฟื้นฟูด้วยความร้อนและยาแก้ปวด ถ้าทั้งหมดที่เข้ามาไม่ได้ผลหมอนรองกระดูกที่ยื่นออกมากก็อาจต้องตัดออกด้วยการผ่าตัดและปลุกถ่ายกระดูกเพื่อรวมกับกระดูกสันหลังอันข้างเคียง การรักษาที่เสี่ยงการใช้ยาสลาย หมอนรองกระดูกสามารถละลายกลายเป็นไอได้ด้วยการใช้เลเซอร์ในระบบปฏิบัติ ผู้ป่วยนอกเรียกเทคนิคนี้ว่า Percutaneous laser disc decompression ที่ใช้เวลาแค่ 30-40 นาที ถ้าจำเป็นจริงๆ การฉีกขาดของวงแหวน(anulus) สามารถเคลือบได้ด้วยการใช้เทคนิคใช้ความร้อนจากกระแสไฟฟ้าเฉลี่ยในระยะเวลาเดียวกัน[23]

2.3.5 แรงเชิงเส้น (Linear Forces)

2.3.5.1 แรงดัน (Pressure) อ้างอิงถึงแรงที่ถูกกระจายบนพื้นผิวในกรณีความดันเพื่อพยุง(Pressure of Supports) หลักการเดียวกันนี้ได้นำไปใช้ในกระบวนการรัดหรือคาสายด้วยเพื่อเลี่ยงอาการติดขัดของการไหลเวียนโลหิตกับระบบประสาท ประยุกต์เรื่องใช้สิ่งใดเพื่อกระจายแรงและอุปกรณ์ช่วยพยุงแบบเข้ารูปร่างเพื่อเลี่ยงผลจากแรงดัน ผลกระทบที่อันตรายจากการได้รับแรงกดดันติดต่อกันสามารถลดลงได้โดยใช้วัสดุประเภทยืดหยุ่น อย่าง แผ่นสีกหลาดหรือแผ่นโฟมยาง ไปวางหนุนข้างใต้เพื่อกระจายแรงจากพื้นที่กระดูกที่โค้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3.5.2 แรงกดทับหรือแรงบีบอัด (Compression) แรงดันทำให้เกิดความเค้นบีบอัด ความเค้นแรงดึงและความเค้นบีบอัด (ความเค้นตามแกน) เกิดผลไปตามแกนของส่วนที่ไม่มี การเปลี่ยนแปลง แรงบีบอัดในร่างกายชักจูงสสารให้เข้าใกล้กันมากขึ้น เมื่อกล้ามที่เนื้อไขว้กับข้อต่อหด เกร็ง ก็จะทำให้สร้างแรงบีบอัดที่ข้อต่อ และกระดูกก็จะต้องสร้างแรงปฏิกิริยาที่จะทนต่อแรงอัด ภายในไข สันหลัง กระดูกสันหลังและหมอนรองกระดูกเป็นส่วนประกอบแบกรับแรงบีบอัดตัวสำคัญที่รองรับ น้ำหนักจากร่างกายส่วนบน ความเครียดตั้งต้นในเส้นเอ็นอื่นๆ ความตึงเครียดที่เพิ่มขึ้นในกล้ามเนื้อ และเส้นเอ็นก็มีความจำเป็นเพื่อรักษาสมดุล น้ำหนักลำตัวบวกกับแรงภายนอก

2.3.5.3 แรงดึง (Tension) การดึงเป็นสาเหตุให้เกิดความเค้นแรงดึงที่เป็นการกระทำ ตรงกันข้ามกับการบีบอัด เมื่อมีแรงดึงถูกจ่ายไปยังเส้นใยเนื้อเยื่อยึดต่อ ถ้าไม่ขาดหรือความอ่อนแอ สร้างรอยแตกกร้าว เส้นใยจะยืดออกไปจนถึงขีดจำกัดทางสรีรวิทยาคลายกับปลอกยางยืด เมื่อ โครงสร้างแบบยาวถูกบังคับให้มีความเค้นดัดโค้ง (bending stress) แรงดึงจะถูกแสดงให้เห็นในเส้น ใยบนด้านที่นูนออกมาของส่วนโค้งเว้า

(1) การเคลื่อนไหวด้วยแรงดึง (Motion Tension) สำหรับตัวอย่างแรงดึงถูกแสดง ให้เห็นในระหว่างเกิดการเคลื่อนที่ทุกประเภทของไขสันหลัง เส้นใยแอนนูลัส (Anulus Fibers) ของ หมอนรองกระดูกสันหลัง (intervertebral discs) ถูกใส่แรงดึงในช่วงที่หมอนรองกระดูกเกิดการบิด ตัวจากการหมุนตามแนวแกน และเอ็นยึดด้านหลังถึงแกนของการหมุนจะถูกทำให้ตึงขณะที่ที่ไขสัน หลังงอ ส่วนโค้งเว้าของไขสันหลังในบางทิศทางเกี่ยวข้องกับสภาพคงตัวของแรงดึงและแรงบีบอัดของ กระดูก กระดูกอ่อน และกล้ามเนื้อที่ติดปกติ

ระหว่างที่เกิดงาน กล้ามเนื้อจะไม่รักษาค่าแรงดึงคงที่เอาไว้ รวมทั้งความยาวหรือ การเคลื่อนที่ด้วยอัตราคงที่ขณะหดตัวให้สั้นลง ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อได้รับผลกระทบจากทั้ง ผลรวมของแรงดึงในกล้ามเนื้อตอนเริ่มการเคลื่อนที่ ทั้งระดับการยืดออกเพื่อตรึงไว้ของกล้ามเนื้อใน ตอนต้นของการหดตัว และอัตราที่การหดสั้นลงเกิดขึ้น

(2) อัตราปัวซอง(Poisson's Ratio) เสมือนชิ้นส่วนของยาง เส้นใยชนิดบางใน เนื้อเยื่อประสาทถูกทำให้ยืดออกและหนาขึ้นด้วยการบีบอัด ทั้งสองกรณีนั้นค่าปริตรยังคงเท่าเดิม สัดส่วนระหว่างแนวแรงความเครียดในช่วงความยาวจากการบีบอัดต่อความเครียดแนวขวางในเส้นผ่า ศูนย์กลางจากแรงดึง นั่นคือ อัตราส่วนปัวซอง

2.3.6 แรงที่ตัดกันที่จุดเดียว (Concurrent Forces)

ในระบบแรงที่ตัดกันที่จุดเดียวเทียบเท่ากับการเปรียบเทียบให้เห็นถึงความแตกต่างต่อระบบเชิง เส้น แรงกระทำบนร่างกายจะบรรจบกันที่จุดศูนย์กลางมากกว่าจะตั้งอยู่ตามเส้นกระทำเดียวกัน แรง เหล่านี้อาจจ่ายไปยังร่างกายจากมุมที่ต่างกัน ซึ่งการกระทำพวกนั้นทำให้เกิดรอยตืดขวางกันไม่ด้านใน ก็ด้านนอกร่างกาย เช่น ถ้ากล้ามเนื้อสองชิ้นอยู่ในระนาบเดียวกันไม่ขนานกัน กระทำบนกระดูกด้วย แรงตัดกันอันดับที่สามโดยผ่านตลอดจุดตัดของสองแรงกล้ามเนื้อต้นแบบ ซึ่งต้องกระทำเพื่อรักษา สมดุลและหลีกเลี่ยงการหมุน

2.3.7 แรงคู่ขนาน (Parallel forces)

เมื่อแรงคู่ขนานบางระยะจากจุดต่างๆ บนร่างกาย แรงคู่ขนานนี้อาจจะสลับกันอย่างสมบูรณ์ เพื่อรักษาสมดุล ถ้าแรงไม่พ้องกันในบางจุดของระบบที่เกิดขึ้นพร้อมๆ กัน จะทำให้เกิดการหมุนรอบ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แกนหยุดนิ่ง รูปแบบธรรมชาติของการกระทำนี้คือระบบแรงที่เกิดตรงที่แรงวางอยู่ในระนาบเดียวกัน การกระทำของแรงบางตัวเกิดบนวัตถุที่ระยะจากจุดยึดโน้มน้าวให้เกิดการหมุนของวัตถุ แรงที่ทำให้หมุนตามเข็มนาฬิกา มีค่าเป็นบวก แรงที่หมุนทวนเข็มนาฬิกา มีค่าเป็นลบ

ระยะจากจุดที่ประยุกต์ใช้แรงถึงจุดของการหมุน เรียกว่าระยะโมเมนต์ หรือ แขนโมเมนต์ (Moment Arm) ส่วนการประยุกต์แรงจะมีประสิทธิภาพเมื่อได้พิจารณาขนาดและตำแหน่งแล้ว

ความเอนเอียงของแรงเป็นสาเหตุของการหมุนรอบแกนที่เท่ากับความยาวของแรง (F) คูณระยะตั้งฉากจากเส้นกระทำของแรงไปยังจุดที่อ้างอิงว่าเป็นโมเมนต์ของแรง (r) เขียนสมการได้ว่า

$$\text{Moment} = F \times r \quad (2.3)$$

2.3.7.1 ระบบคาน (Lever Action)

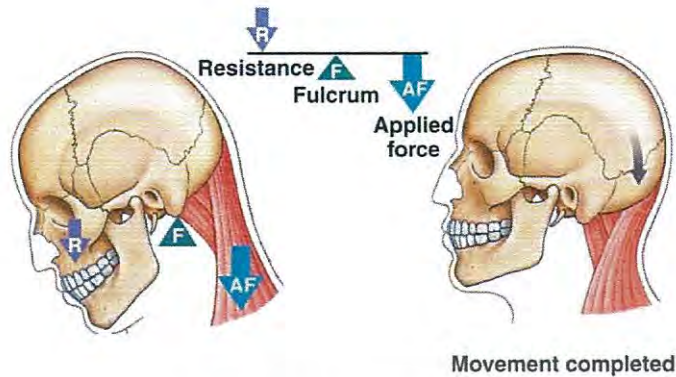
ระบบไม้คานเป็นตัวอย่างที่ดีของการพัฒนาโมเมนต์โดยแรงในระนาบเดียวกัน (coplanar force) ไม้คาน (Lever) คือแท่งของแข็งที่หมุนรอบแกน องค์กรประกอบสามอย่างของไม้คานได้แก่ ศูนย์กลางที่คานหมุน, แรงต้านหรือแรงน้ำหนัก และแรงพยายาม

พื้นผิวข้อต่อมักใช้เป็นจุดศูนย์กลาง ท่อนกระดูกจากแกนหนึ่งถึงอีกแกนหนึ่งเป็นเหมือนไม้คาน และกล้ามเนื้อเป็นแหล่งกำเนิดของแรงที่พยายามทำให้คานเคลื่อนที่ สำหรับในร่างกายคนเรามีแรงพยายามและแรงต้านรอบๆ แกนหมุน(ศูนย์กลาง) ที่ซึ่งทำหน้าที่เสมือนเป็นแรงสนับสนุน เมื่อกล้ามเนื้อหดตัว กระดูกที่ถูกตรึงจะหมุนรอบจุดศูนย์กลาง งานจะเริ่มเมื่อแรงต้านแพ้ อ้างอิงจากตัวอย่างก่อนหน้านี้ว่าร่างกายขณะแรงต้านได้ด้วยผลรวมของแรงจากส่วนแบ่งส่วนต่างๆ ของไม้คานบวกกับแรงที่วัตถุเคลื่อนที่

(1) การได้เปรียบเชิงกล (Mechanical Advantage) แรงจะก่อตัวขึ้นเมื่อการหดตัวของกล้ามเนื้อถูกพิจารณาโดยการได้เปรียบเชิงกล (Mechanical Advantage) ตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ยึดติดสัมพันธ์กับตำแหน่งศูนย์กลางของแรงต้านและตำแหน่งของจุดหมุนเป็นส่วนสำคัญต่อการตัดสินใจการได้เปรียบเชิงกลของคานบางตัว การได้เปรียบเชิงกล คือ สัดส่วนของแรงต้านต่อแรงพยายามขณะเคลื่อนไหว ถ้าแรงต้านอยู่ในตำแหน่งใกล้จุดหมุน การได้เปรียบเชิงกลถือว่าดี ถ้าแรงต้านทานเดียวกันถูกวางห่างออกมาจากจุดหมุน การได้เปรียบเชิงกลถือว่าน้อยและต้องใช้แรงพยายามมากขึ้นเพื่อเอาชนะแรงต้าน กล่าวคือถ้าใช้แรงพยายามน้อยกว่าแรงต้านแต่ยังเกิดการเคลื่อนไหวแสดงว่าได้เปรียบเชิงกล

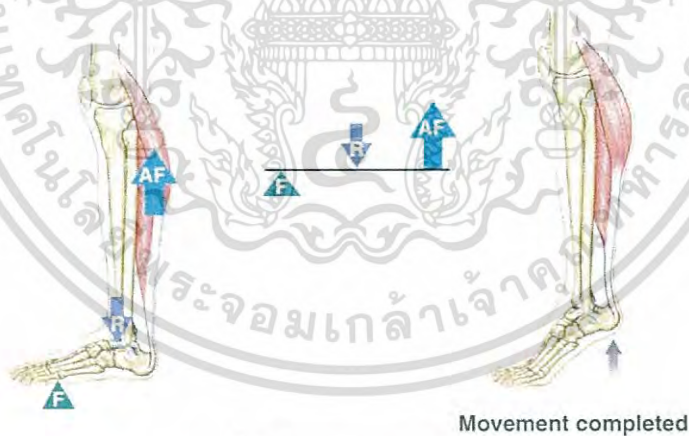
(2) ประเภทของคาน (Types of Levers)

ประเภทแรก ที่จุดหมุนอยู่ในตำแหน่งระหว่างแรงจ่ายกับน้ำหนักต้าน แขนของคานยาว ต้องการแรงน้อยเพื่อขยับ เห็นได้จากการเตะเท้าลงบนพื้น และการทำงานของกล้ามเนื้อแขนด้านหลัง (triceps) กระดูกอัลนา (Ulna) ยามยกมือขึ้นเหนือหัว อีกหนึ่งตัวอย่างคือ ข้อต่อระหว่างหัวกับกระดูก Atlas ซึ่งเป็นกระดูกท่อนแรงของไขสันหลัง น้ำหนักของศีรษะเป็นแรงต้านทาน ข้อต่อเป็นแบบแบบหมุน (Pivot joint) และการทำงานของกล้ามเนื้อ (แรง) มาจากบางส่วนของกล้ามเนื้อส่วนหลังที่ยึดติดกับกะโหลกศีรษะ ดังที่แสดงในรูป 2.24



รูปที่ 2.24 คานประเภทแรก

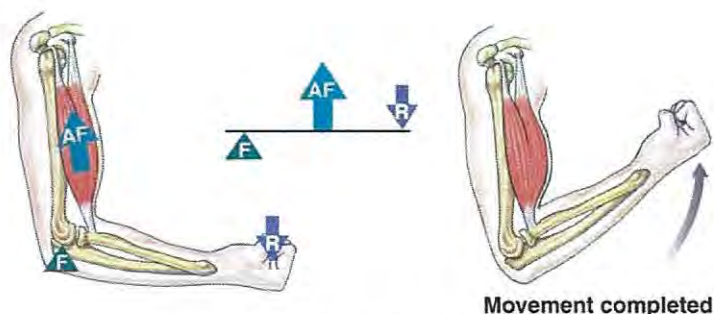
ประเภทที่สอง แรงต้านอยู่ระหว่างแรงจ่ายกับคาน เนื่องจากกล้ามเนื้อที่ขยับส่วนมากเป็นกล้ามเนื้อที่ทำให้ข้อต่อแต่ละส่วนขยับ ซึ่งแทรกตัวอยู่ใกล้กับข้อต่อและแรงต้านทานมักอยู่ที่ปลายยาวของคานร่างกาย แต่ระบบคานประเภทที่สองไม่ค่อยเป็นประโยชน์ต่อร่างกายนัก เนื่องจากความยาวของระยะแขนแรงต้านของการเคลื่อนที่นั้นมักยาวกว่าความยาวของระยะแรงพยายาม แต่ในประเภทที่สองระยะแรงต้านจะสั้นกว่าแรงพยายาม ตัวอย่างเช่น ที่ขาที่เอวลงเมื่อคนเราเขย่งยืนด้วยปลายเท้า อย่างในรูปที่ 2.25 แกนหมุนคือข้อระหว่างฝ่าเท้าและนิ้วเท้า แรงต้านมาจากน้ำหนักตัว และแรงที่จ่ายไปยังส้นเท้าด้วยกล้ามเนื้อแกสโตรอคนีเมียส (Gastrocnemius) และกล้ามเนื้อโซเลียส (Soleus) ผ่านเอ็นร้อยหวาย (Achilles tendon)[24]



รูปที่ 2.25 คานประเภทสอง

ประเภทที่สาม แรงจ่ายที่ตำแหน่งระหว่างคานกับแรงพุง (ต้านทาน) เห็นได้จากการทำงานของกล้ามเนื้อไบเซ็ปส์ยามงอปลายแขน เมื่อกำลังมือไบเซ็ปส์หดตัว ข้อศอกจะทำหน้าที่เป็นจุดหมุน ตามที่แสดงในรูปที่ 2.26 กลศาสตร์แบบเดียวกับยกน้ำหนักด้วยเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.26 คานประเภทสาม

(3) หลักการของคาน (The Lever Principle) การได้เปรียบเชิงบางแยกประเภทคานได้สามประเภทที่ขึ้นอยู่กับความสัมพันธ์ระหว่างระยะขององค์ประกอบ และหลักของคานก็ตั้งอยู่บนความสัมพันธ์นี้เช่นกัน มีสมการดังนี้

$$\text{แรงพยายาม} \times \text{ระยะแขนของแรงพยายาม} = \text{แรงต้าน} \times \text{ระยะแขนของแรงต้าน} \quad (2.4)$$

การคำนวณแรงพยายาม (Calculating Effort) หลักการของคานถูกนำมาใช้เพื่อคำนวณหาแรงพยายามที่เพียงพอต่อการเอาชนะแรงต้านทานในระบบคาน รวมทั้งหาผลประโยชน์ที่ได้รับโดยการเลื่อนตำแหน่งแรงต้านทาน จุดที่จะวางแรงพยายาม และตำแหน่งที่เป็นจุดหมุนในร่างกายมนุษย์ จุดสำหรับประยุกต์ใช้แรงพยายามและตำแหน่งของจุดหมุนเป็นอะไรที่กำหนดตายตัวไว้แล้วโดยตำแหน่งที่ตั้งเชิงกายวิภาคของจุดเริ่มต้นและการแทรกซ้อนของกล้ามเนื้อในข้อต่อที่เกี่ยวข้อง ตัวอย่างเช่น ถ้ามีการเปลี่ยนท่าทางก็ต้องมีการปรับเปลี่ยนทางกลด้วยเนื่องจากเกิดการเลื่อนตำแหน่งของจุดที่ประยุกต์ใช้แรงและจุดหมุน

แรงกล้ามเนื้อ ในระบบกล้ามเนื้อและกระดูก (Musculoskeletal system) ระยะแขนโมเมนต์ของกล้ามเนื้อทั้งหมดจะสั้นตามสัดส่วนการคานกระดูกที่เคลื่อนย้าย ระยะแขนของกล้ามเนื้อ คือ ระยะตั้งฉากจากกล้ามเนื้อที่ทำงานถึงยอดของข้อต่อที่เกี่ยวข้อง ระยะทางนี้จะถูกใช้ในการคำนวณแรงกล้ามเนื้อมากกว่าความยาวของแขนคาน (ระยะจากจุดของกล้ามเนื้อที่แนบมาจากแกนข้อต่อ)

(4) ความสัมพันธ์ความเร็วเชิงเส้นและเชิงมุม (Linear and Angular Velocity Relation-ships)

ความเร็วเชิงเส้นที่ปลายคานคือสิ่งที่ได้จากความยาวของคานกับความเร็วเชิงมุม ดังนั้น เมื่อเพิ่มความเร็วเชิงมุมและความยาวคาน ความเร็วเชิงเส้นก็จะเพิ่มขึ้นด้วย เพราะปลายคานทอดยาวไกลออกไปต่อหน่วยเวลา นอกจากนี้ ความเร็วที่เพิ่มขึ้นของคานยาว ทำให้มันรับแรงเพื่อชยับได้ดีขึ้นเพราะแรงหมุนออกแรงโดยวัตถุที่ปลายคาน เป็นผลผลิตจากความยาวของคานกับน้ำหนักของตัวเอง

2.3.7.2 แรงคู่ควบ (Couple force)

กลศาสตร์คู่ควบแสดงกรณีพิเศษของคู่แรงขนานที่มีขนาดแรงเท่ากันซึ่งกระทำในทิศทางตรงกันข้าม ในบางระยะอยู่ห่างออกไปและมีแนวโน้มที่จะทำให้เกิดการหมุน หากระบบมีผลรวมของการกระทำต่อแรงลัพธ์ (net force) เท่ากับศูนย์จะไม่เกิดการเคลื่อนไหวนแบบเชิงเส้นในร่างกาย แรงแยกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เหล่านี้สร้างผลกระทบต่อการหมุนในร่างกาย แรงหมุนคู่ควบหรือโมเมนต์แรงคู่ควบ (MC) สามารถหาได้จากสมการเดียวกับ (2.3)

(1) การประยุกต์ทั่วไป อย่างในกระดูกเชิงกรานส่วนหน้า การหดตัวของกล้ามเนื้อส่วนที่ทำหน้าที่ยึดออกบริเวณเอว (Lumbar) และการงอสะโพก การหมุนช่วงทรงอกที่กระดูกเชิงกรานโดยการหดตัวของกล้ามเนื้อหลัง (latissimus dori) และกล้ามเนื้อเฉียงด้านนอกฝั่งตรงข้ามหรือการหมุนครอบแกนระหว่าง C1 กับ C2 โดยการหดตัวของกล้ามเนื้อสปลีเนียส แคปิตัส (Splenius capitis muscle) กับกล้ามเนื้อสเตอร์โนโคลโดมาสตอยด์ซีกหนึ่ง

แรงควบคู่ที่ประกอบด้วยแรงเล็กๆ หลายแรงจากระยะกว้างมีประสิทธิภาพในการหมุนเทียบเท่ากับแรงใหญ่ๆ หนึ่งแรงจากระยะทางใกล้ๆ ตัวอย่างเช่น การปรับเปลี่ยนการหมุน แรงเพียงเล็กน้อยก็ถือเป็นสิ่งจำเป็นต่อการผลิตที่ให้ได้ผลอย่างเดียวกัน เมื่อก้านทรวงอกริสโปรเซสสัมผัสกันพอดีกว่าอีกอันที่อยู่ใกล้สไปนัสโปรเซสมากกว่า

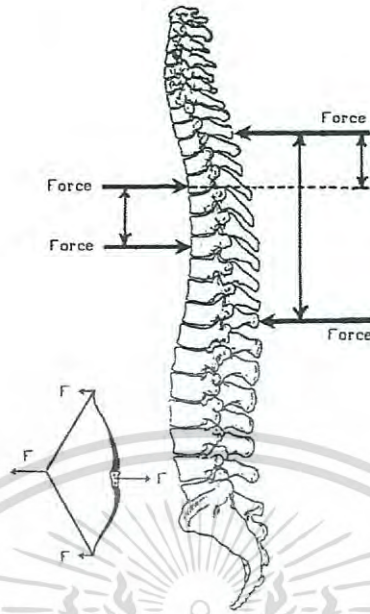
(2) แรงคอปปีง(Coupling) เป็นเครื่องมือที่ทำหน้าที่เชื่อมต่อกับปลายของวัตถุที่มีบางส่วนติดกัน เพื่อสร้างพฤติกรรมทางธรรมชาติของความเกี่ยวข้องที่สอดคล้องกันของหนึ่งการเคลื่อนไหวรอบแกนกับอีกหนึ่งการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นในเวลาเดียวกันรอบแกนที่สอง ในไขสันหลังแกนการหมุนผูกเป็นคู่กับส่วนตัดโค้งด้านข้าง การย้ายกระดูกสันหลังไปด้านหน้าผูกคู่อยู่กับการงอและการหมุน ขณะเดียวกันความผิดรูปของกระดูกสันหลังคดด้านข้างผูกคู่อยู่กับแกนการหมุนเพื่อหมุนองค์ประกอบของกระดูกสันหลังที่อยู่ด้านหลังไปยังส่วนเว้าโค้ง

2.3.7.3 การตัดโค้ง(Bending)

ถ้าแรงโหดถูกจ่ายให้กับโครงสร้างที่มีลักษณะยาวซึ่งไม่ได้รับการสนับสนุนโดยตรง ณ จุดที่แรงโหดถูกจ่าย ผลลัพธ์ของการเสียรูปเรียกว่าการตัด ระหว่างที่ตัดโค้ง เส้นใยที่ด้านข้างส่วนเว้าของโครงสร้างเนื้อเยื่อสีน้ำตาลจะถูกบีบอัด ขณะที่เส้นใยด้านที่นูนจะยืดออก

ผลกระทบสองอย่างที่เห็นได้เมื่อแรงกระทำบนวัตถุ อย่างแรกวัตถุมีแนวโน้มที่จะเคลื่อนไปทางที่แรงถูกจ่าย (การย้าย) อย่างที่สอง แรงเป็นสาเหตุให้วัตถุหมุน (โมเมนต์ตัด)

(1) โมเมนต์ตัด (Bending Moment) โมเมนต์ตัด (แรงหมุน) เป็นปริมาณ ณ จุดหนึ่งในโครงสร้างที่เท่ากับผลผลิตของแรงที่จ่ายและระยะที่สั้นที่สุดจากจุดไปยังทิศทางแรง ดังรูป 2.27 เช่น แนวคิดที่ว่าลำตัวของคนตอนหนึ่งเป็นเหมือนกับลำต้นของต้นไม้ และแขนที่ถูกกางออกด้านข้างเทียบเท่ากับกิ่งก้านของต้นไม้ ถ้าวางหนังสือลงบนมือข้างที่กางออก โมเมนต์ตัดจะเพิ่มขึ้นที่มือไปถึงค่าสูงสุดที่หัวต่อหรือทางแยกของลำต้นของต้นไม้และกิ่งก้าน(หัวไหล่) ในทำนองเดียวกันโมเมนต์ตัดที่สำคัญที่เกิดกับหมอนรองกระดูกนั้น เกิดจากการวางแรงตรงบริเวณทรงอกกับเอว เช่นเดียวกับที่วางน้ำหนักลงบนแขนเพราะมีระยะแขนคานยาว ถ้าหากสภาวะสมดุลถูกรักษาไว้ได้ แปลว่าความเค้นนี้ต้องถูกชดเชยโดยโมเมนต์ตัดซึ่งสร้างโดยแรงของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็นเพราะแขนคานสั้นกว่าเนื้อเยื่อพวกนั้นมาก



รูปที่ 2.27 แรงโหลดที่จุดสำหรับการดัดของไขสันหลัง

น้ำหนักของร่างกายกระทำผ่านศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงและระบบคานาประเภทแรกของสะโพก โนมิน่าให้ลำตัวหมุนไปสู่เส้นกลาง เพื่อรักษาภาวะสมดุล ผลกระทบการหมุนรอบสะโพกจากน้ำหนักร่างกายต้องถูกต้านด้วยผลกระทบการหมุนในทิศทางตรงข้ามซึ่งมีขนาดแรงเท่ากัน เป็นแรงที่เกิดจากการดึงของกล้ามเนื้อที่ดึงเข้าสู่แกนร่างกาย กระดูกเชิงกรานลดต่ำลง การดัดโค้งหรืออไขสันหลังเกี่ยวข้องกับการกระทำหลายอย่างของแรงดึง แรงบีบอัด และแรงบิด ผลรวมของความเค้นเส้นใยนี้ (S) เท่ากับโมเมนต์ดัด (B) หารด้วยโมเมนต์เฉื่อยภาคตัดขวางคูณด้วยระยะเส้นใยจากเส้นแกนกลาง (Y)

$$S = \left(\frac{B}{I}\right) \times Y \quad (2.5)$$

เมื่อมีโมดูลัสยืดหยุ่นของวัสดุแล้วต้องการหารัศมี (R) ของส่วนโค้งที่ต้องการ คำนวณได้ด้วยสมการ

$$R = \left(\frac{E}{B}\right) \times I \quad (2.6)$$

โมเมนต์เฉื่อยของวัสดุทรงวงรีถือว่าดีที่สุดสำหรับแรงดัดในทิศทางที่ขนานกับแกนเอก สำหรับเหตุผลภาคตัดขวางวงรีของก้านไขสันหลังถูกมองว่ามีความเหมาะสมสำหรับสนับสนุนแรงดัดในระนาบแบ่งซ้ายขวา

(2) การดัดโค้งหลายจุด (Multipoint Bending) ทั้งแรงดัดสามจุดและสี่จุดเกิดขึ้นในร่างกาย แรงดัดสามจุดเป็นรูปแบบการดัดโค้งงอ แรงหนึ่งถูกใส่ที่ด้านหนึ่งของโครงสร้างและสองแรงใส่เข้าไปที่อีกด้าน สำหรับตัวอย่างนั้นเห็นได้จากไม้กระดานหกหรือการดึงรั้งสายธนู ส่วนการดัดสี่จุดประกอบด้วยสองแรงที่แยกย้ายไปด้านหนึ่งของโครงสร้าง และอีกสองแรงถูกย้ายไปด้านที่เหลือ ถ้าแรงเท่ากันและสมมาตร โครงสร้างระหว่างสองแรงด้านนี้จะถูกทำให้อยู่ที่อำนาจของโมเมนต์ดัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อย่างคงที่

2.3.7.4 แรงบิด(Torsion)

โมเมนต์ภายในเชิงกลหรือการคืบสภาพของแรงควมคู่ที่เกิดขึ้นในไขสันหลัง เมื่อทำการบิด เป็นเกลียวด้วยแรงบิด แรงบิดหรือแรงหมุนเป็นแรงโหดที่ถูกจ่ายโดยแรงคู่ควมรอบแกนยาวของ โครงสร้าง โมเมนต์ของแรงหมุนเป็นผลผลิตของแรงกับระยะตั้งฉากจากจุดหมุน ดังนั้น แรงหมุน (T) เท่ากับแรงคูณความยาวแขนคาน (a) ดังสมการ

$$T = Fa \quad (2.7)$$

(1) หลักการประยุกต์ (Application Principles) ในทางปฏิบัติ กล้ามเนื้อจะดึง ทแยงทั้งหมดและการดึงบางส่วนจะกระทำร่วมกับแรงบิดเล็กน้อย การแทรกซ้อนเป็นแนวทแยงของ กล้ามเนื้อส่วนใหญ่ภายในกระดูกต้นแขนทำให้เกิดการหมุนของกระดูกต้นแขนรวมทั้งหุบหรือดึงเข้าสู่ แกนกลางช่วงระหว่างที่กล้ามเนื้อหดตัว นอกจากนี้ทุกมุมของการดึงกระดูกยังเปลี่ยนแปลงตามแต่ละ เศษส่วนของระดับการเคลื่อนไหว ตัวอย่างเช่น มุมของการดึงของกล้ามเนื้อแขนท่อนบนของกระดูก แขนท่อนนอกเปลี่ยนแปลงตามแต่ละระดับการงอของข้อศอก

ถ้าแรงหมุนถูกจ่ายไปที่ปลายของโครงสร้างที่มีส่วนโค้ง แต่ละภาคตัดขวางของ โครงสร้างจะถูกบังคับทั้งแรงบิดและแรงดัดงอ จากงานวิจัยมากมายบอกให้รู้ว่าอาการปวดหลังนั้นมา จากหมอนรองกระดูกเสื่อมสภาพก่อนอายุ เพราะแกนการหมุนง่ายๆ ของแกนลำตัวสร้างทั้งความเค้น แรงบิดและความเค้นดัดงอที่ lumbosacral disc

(2) เทอมของแรงบิด (Torsion Terms)

ความทนต่อแรงบิด (Torsional Rigidity) ทำหน้าที่แทนแรงหมุนต่อหน่วย เป็นหนึ่ง ในคุณสมบัติเฉพาะของข้อต่อในร่างกาย

พื้นที่โมเมนต์ของแรงเฉื่อย (Area Moment of Inertia) ตามที่กฎข้อแรกของนิวตัน ระบุในเทอมของมวลและความเฉื่อยสามารถใช้ได้โดยสามารถเปลี่ยนกันได้ โมเมนต์ความเฉื่อยอธิบาย ได้ในระดับที่รูปร่างของวัตถุมีอิทธิพลต่อความแข็งแรงของมัน มีด้วยกันสองแบบ แบบพื้นที่กับชั่ว พื้นที่โมเมนต์ของความเฉื่อยอ้างถึงการวัดในหน่วยฟุตหรือเมตร พลังงานยกกำลังสี่ ของการกระจาย ของวัสดุรอบศูนย์กลาง ใช้พิจารณาความแข็งแรงของการดัดโค้งและแรงบิด สำหรับปัจจัยนี้กล่าวว่า ท่อที่เป็นโพรงอย่างกระดูกท่อนยาว บ่อยครั้งที่แข็งแรงกว่าท่อแข็งที่มีมวลเท่ากัน

ความเค้นแรงเฉือน (Shear Stress) เกิดจากแรงดึงหรือแรงอัดของวัตถุทำตาม แนวขนานกับพื้นที่ที่เกิดความเค้น เช่นที่เกิดบนหมอนรองกระดูกและที่รอยต่อที่ลำไขสันหลัง ใน ความเค้นเฉือนทั้งส่วนที่ทำการเชื่อมต่อทั้ง 2 อาจเคลื่อนที่ไปด้วยกัน ส่วนที่ไหลจะไปในทิศตรงข้าม หรือส่วนหนึ่งถูกตรึงไว้ ความเค้นแรงเฉือนเป็นสัญลักษณ์ความรุนแรงของแรงขนานกับพื้นผิวที่เกิด การกระทำและถูกวัดในหน่วย Pa เพราะกระดูกอ่อนในเรื่องแรงดึงมากกว่าแรงเฉือน

มอดูลัสของแรงเฉือน (Shear Modulus) เป็นคุณสมบัติที่แสดงถึงสัดส่วนของความ เค้นแรงเฉือนของสสารต่อความเครียดแรงเฉือน เทียบเท่ากับเป็นความเค้นแรงเฉือน วัสดุอย่างยาง และเนื้อเยื่อเอ็นยึดประกอบด้วยมอดูลัสยืดหยุ่นต่ำ เช่นเดียวกันก็มีมอดูลัสแรงเฉือนต่ำกว่าประมาณ 38%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

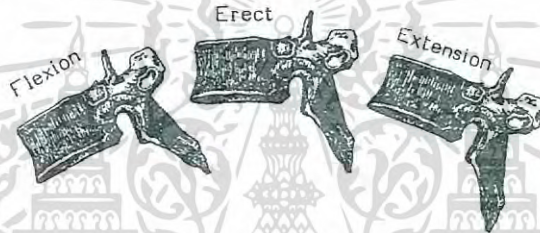
2.4 เจื่อนไขพื้นฐานของระบบชีวพลวัต (Basic Factors of Biodynamics)

2.4.1 การเคลื่อนไหวโครงสร้าง (Structural Motion)

(1) การเคลื่อนที่บนระนาบและนอกระนาบ (Plane and out-of-plane motion)

การเคลื่อนที่บนระนาบ (Plane Motion) ในการเคลื่อนที่บางส่วนของวัตถุแข็งเกร็ง(อย่างกระดูกสันหลัง) ที่ทำงานพร้อมกันในแนวขนานกับจุดตรึง อ้างอิงเสมือนว่าเป็นการเคลื่อนที่บนระนาบ อย่างเช่นการ สไลด์จากหน้าไปหลัง สไลด์ไปด้านข้างและการสปริน หรือก็คือ ประกอบด้วย 2 การเคลื่อนที่แบบเลื่อน กับ 1 การเคลื่อนที่แบบหมุน ซึ่งการเคลื่อนที่บนระนาบนี้ จุดต่างๆ เฉพาะบนไขสันหลังเคลื่อนที่ในแนวขนานกับระนาบ

เช่น หากเราโค้งลำตัวไปข้างหน้า กระดูกสันหลังช่วงอกจะงอและหมุนในระนาบเดียว รอบแกนตั้งฉากกับระนาบแบ่งซีกซ้ายขวา ตามรูป 2.28



รูปที่ 2.28 ระนาบการเคลื่อนที่ของกระดูกไขสันหลัง

(2) การเคลื่อนที่นอกระนาบ(Out-of-plane motion) กรณีนี้จะแตกต่างจากการเคลื่อนที่บนระนาบ การเคลื่อนที่นอกระนาบนี้เป็นการเคลื่อนที่โดยทั่วไปของร่างกาย ที่มี 3 DoF ซึ่งประกอบด้วย 2 การหมุนรอบแกนตั้งฉากและ 1 การเคลื่อนที่ตั้งฉากกับระนาบ โดยการเคลื่อนที่กรณีนี้จะมีมากกว่าหนึ่งระนาบเดียว เช่น ตอนเอนโค้งไปด้านข้าง กระดูกสันหลังช่วงกลางอกเลื่อนจากระนาบแบ่งซีกซ้ายขวา สาเหตุที่ไม่ใช่การเคลื่อนที่บนระนาบเพราะจุดต่างๆ บนไขสันหลังไม่ได้เคลื่อนที่ในแนวขนานกับระนาบ

2.4.2 จลศาสตร์ (kinematics)

2.4.2.1 ความเร่ง(Acceleration) ผลรวมแรงกระทำบนร่างกายให้ความเร่งที่เป็นสัดส่วนกับแรง ทั้งทิศทางและขนาดและเป็นสัดส่วนผกผันกับมวลร่างกาย

(1) ความเร่งเชิงเส้น (Linear acceleration) ระหว่างการเคลื่อนไหวของมนุษย์ ความสำคัญของน้ำหนักร่างกายเทียบเท่ากับตัวแปรที่อธิบายไว้ในกฎนิวตันข้อที่สอง เป็นอัตราเปลี่ยนความเร็วของวัตถุ ยิ่งมากกว่ามวลร่างกาย มากกว่าภาวะสมดุลของเขาหรือเธอเปรียบดังวัตถุโดยปริมาณแรงที่จำเป็นเพื่อเร่งอย่างเป็นบวกหรือลบ ดังนั้นร่างกายหนักๆ มีประโยชน์ในการคงสภาวะสมดุล แต่เสียผลประโยชน์ในการสร้างอัตราเร่ง และการวิเคราะห์กับการรักษาความผิดปกติของการเดินและการประยุกต์ใช้งานของสายคาดเอวกับอุปกรณ์พยุง เช่นว่า ขึ้นอยู่กับพารามิเตอร์เชิงกลของอัตราเร่ง การเคลื่อนที่และความเร็ว

(2) ความเร่งเชิงมุม (Angular acceleration) เป็นผลผลิตจากแรง เมื่อเส้นแรงไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผ่านศูนย์กลางการหมุน ยิ่งระยะห่างระหว่างเส้นแรงกับศูนย์กลางการหมุน ก็ยิ่งมีประสิทธิภาพต่อการสร้างแรงเคลื่อนที่เชิงมุม (โมเมนต์, แรงหมุน) ถ้าเราแทนค่าโมเมนต์แรงเฉื่อยสำหรับมวล โมเมนต์แรงสำหรับแรง มุมการเปลี่ยนสำหรับเปลี่ยนตำแหน่ง และโมเมนต์สำหรับแรง ปัจจัยเหมือนกันเกี่ยวกับความสัมพันธ์การเคลื่อนเชิงจลศาสตร์ (kinematics) และจลพลศาสตร์ (kinetics) คุณสมบัติทางกายภาพนี้สะท้อนถึงมวลว่ามีการกระจายตัวรอบแกนอย่างไร และสัมพันธ์กับท่าทางต่างๆ โดนการหมุนส่วนต่างๆ ของร่างกาย โมเมนต์เฉื่อยจะแตกต่างกันไปตามแกนที่ต่างกันเพราะการเคลื่อนที่ของส่วนแบ่งบางส่วนต้องพิจารณาสำหรับการหมุนเชิงมุมเฉพาะโดยระยะของส่วนนั้นจากศูนย์กลางจุดหมุน

2.4.2.2 ความเร็ว (Velocity)

(1) ความเร็วเชิงเส้น (Linear velocity) เป็นอัตราเปลี่ยนตำแหน่งเชิงเส้นของวัตถุ คำว่า 'อัตราเร็ว' หมายถึงขนาดของความเร็ว ถ้าความเร็วเป็นค่าคงที่และวัตถุเริ่มขยับจากสถานะหยุดนิ่ง ความเร็วสุดท้ายที่ต้องการเป็นสัดส่วนโดยตรงกับระยะเวลาของเหตุการณ์ การเปลี่ยนตำแหน่งจะวัดจากการเปลี่ยนแปลงระยะทางหรือช่วงความยาว หากกลิ้งล้อขึ้นลง 3 นิ้วในครึ่งวินาทีระหว่างการหดตัว เท่ากับว่าความเร็วเชิงเส้นของการหดคือ 6 นิ้ว/วินาที ความเร็วเชิงเส้น (Linear velocity)

(2) ความเร็วเชิงมุม (Angular velocity) เกิดขึ้นเมื่อเคลื่อนที่แบบหมุน การขว้างบอลมักเป็นความเร็วเชิงเส้น และอาจมีความเร็วเชิงมุมถ้ามันหมุนควง บนสุดของการหมุนควงมีความเร็วเชิงมุมและมันอาจมีความเร็วเชิงเส้นพร้อมกับถ้ามันเคลื่อนที่ผ่านพื้นผิว แต่การเคลื่อนไหวร่างกายส่วนน้อยคือการหมุนของกระดูกข้อต่อ และการหมุนเหล่านี้ไม่ค่อยถูกกักแค้มเดียว ออกจะมีแต่แนวโน้มที่จะแตกต่างกันไปบางครั้งบางคราวเพื่อชดเชยข้อจำกัดของข้อต่ออื่น ๆ และสำหรับการถ่ายโอนแรงจากหนึ่งมัดกล้ามเนื้อไปยังอีกมัดหนึ่งหรือชนิดอื่น ในระหว่างการหมุนที่ผิดปกติ อย่างกระดูกบิดเกี่ยวกับแกนตัวเอง เช่นในระหว่างการเดิน ขาไม่เพียงก้าวไปข้างหน้าและถอยหลัง ยังมีหมุนไปด้านข้างในระหว่างช่วงแกว่งไปข้างหน้า ระหว่างการเชื่อมต่อของเท้ากับพื้นดินและอีกครั้งในช่วงก้าว

2.5 การวางแนวร่างกาย ,ท่าทาง และ (Body Alignment, Posture and Gait)

2.5.1 ผลกระทบของแรงโน้มถ่วง (Gravitational Effects)

ฟังก์ชันจำกัดการจัดวางแนวร่างกายที่ไม่เหมาะสม และด้วยเหตุนี้มันจึงเป็นหัวข้อประเด็นของทุกคนโดยไม่คำนึงถึงอาชีพ, กิจกรรม, สิ่งแวดล้อม, ประเภทของร่างกาย, เพศหรืออายุ เพื่อประสิทธิภาพในการแก้ไขปัญหาเรื่องกิริยาท่าทาง การรักษาต้องตั้งอยู่บนพื้นฐานของหลักการเชิงกลในกรณีที่ไม่มีการวิวัฒนาการ การจัดวางแนวกิริยาท่าทางเป็นกลไกการรักษาสมดุลของร่างกาย (Homeostatic mechanism) ที่สามารถควบคุมได้ตามใจเพื่อให้ได้ผลในระดับที่ต้องการโดยการจัดวางแนวกระดูก, เทคนิคทางกล้ามเนื้อทั้งแบบโดยตรงและแบบโต้ตอบ, ช่วยหนุนตามความเหมาะสม, การออกกำลังกายเพื่อการบำบัดรักษา (Therapeutic exercise) และการฝึกการเคลื่อนไหวของร่างกาย (kinesthetic training)

2.5.1.1 วิเคราะห์ท่าทาง(Posture Analysis)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นศาสตร์ที่มีมานานแล้วในวิชาการแพทย์โคโรแพรคติก (Chiropractic) ที่ข้อกระดูกไขสันหลังเคลื่อนบางส่วน (Spinal Subluxation) จะถูกแสดงให้เห็นในท่าเดินตรงและไขสันหลังผิดรูปเป็นผลทำให้อาการของโรคไขสันหลังเคลื่อนมีความรุนแรงยิ่งขึ้น ดังนั้นอาร์เรย์ของระเบียบวิธีการที่แตกต่างกันและอุปกรณ์สำหรับวัดได้รับการพัฒนาเพื่อวัตถุประสงค์สำหรับการวิเคราะห์อาการเหล่านี้ อย่างเช่น สายดิ่งที่เป็นสายเชือกที่ตอนปลายผูกตุ้มติดกับแผ่นวางตำแหน่งเท้า เพื่อประเมินให้เห็นภาพเทียบกับบรรทัดฐานของแรงโน้มถ่วง, กริดโปร่งใส, อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการวัดระดับความเอียงของระนาบ (Bubble Level), การตรวจสอบทรวงอกด้วยวิธีใช้ภาพถ่าย (Silhouetograph), อุปกรณ์มิเตอร์กิริยาท่าทาง (posturometer) เพื่อวัดองศาที่เฉพาะเจาะจงในหน่วยขนาด หน่วยสเกลหลากหลายสำหรับวัดน้ำหนักในแต่ละครั้งหรือหนึ่งต่อสี่ส่วนของร่างกายในแนวตั้งได้

(1) วัตถุประสงค์ วิธีการดังกล่าวให้ข้อมูลที่เป็ประโยชน์ อย่างไรก็ตามมีการจัดการที่ดีต่อปัญหาความผิดพลาดในขั้นตอนตีความค่าที่ค้นพบ ไม่ว่าจะเป็นการวิเคราะห์ที่ถูกบันทึกไว้ของการจัดตำแหน่งร่างกายซึ่งใช้เป็นคู่มือเพื่อที่คนคิดแบบองค์รวมของผู้ป่วย, ความสมดุลของโครงสร้างหรือความไม่สมดุล, ภาวะตั้งตัวของกล้ามเนื้อมากกว่าปกติ, จำเป็นสำหรับการออกกำลังกายเพื่อการบำบัดรักษา, ท่าทางที่ติดเป็นนิสัย, ความเมื่อยล้าจากกิริยาท่าทาง, ภาวะโภชนาการพื้นฐานและนำเสนอเป็นข้อมูลความคืบหน้าที่เปรียบเทียบได้

(2) การใช้สายตา (Eye Dominance) หนึ่งในตัวต้นเหตุในการวิเคราะห์ผิดพลาดที่สามารถแก้ไขให้ถูกต้องได้อย่างง่าย ๆ คือการใช้สายตา เป็นสิ่งสำคัญที่ต้องตระหนักว่าวิสัยทัศน์รอบนอกของผู้ตรวจสอบถูกใช้เพื่อการวินิจฉัยร่างกายทั้งสองข้าง เป็นความจริงในการวิเคราะห์กิริยาท่าทางตลอดจนการตรวจร่างกายเมื่อประเมินค่าการเคลื่อนไหวไปด้านข้างทั้งสองข้างของกระดูกซี่โครง ถ้าผู้ตรวจสอบใช้สายตาตรวจควรสังเกตการเอนหลังของผู้ป่วยด้วยตาข้างถนัดหรือตาหลักเหนือเส้นกึ่งกลางของร่างกายผู้ป่วย

การทดสอบ ผู้ตรวจสอบอาจพิจารณาการใช้สายตาโดยวิธีการดำเนินการดังนี้

- ชูนิ้วชี้ข้างขวาไปจนสุดความยาวแขนด้านหน้าจมูกในระดับสายตา
- วางจุดปลายของนิ้วชี้ข้างซ้ายและนิ้วหัวแม่มือโป่งเป็นรูปวงกลม
- วางวงกลมได้ข้างหน้าตรงกับจมูกประมาณข้อศอกห่างออกไป
- เล็งปลายของนิ้วชี้ข้างขวาในตำแหน่งกึ่งกลางของวงกลมโดยใช้ตาทั้งสองข้าง
- ปิดตาข้างซ้ายแล้วมองถ้านิ้วชี้ขวาอยู่ตรงกลางวงกลม ถ้าใช้ได้ถือว่าตาข้างขวาเป็น

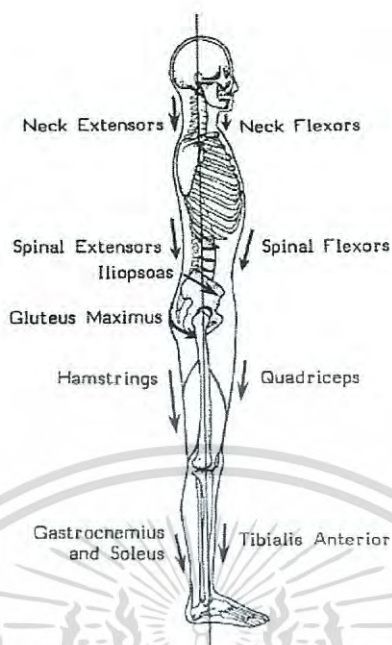
ตาหลัก

- ปิดตาข้างขวาแล้วมองถ้านิ้วชี้ขวาอยู่ตรงกลางวงกลม ถ้าใช้ได้ถือว่าตาข้างซ้ายเป็น

ตาหลัก

(3) การตรวจจับ (Inspection)

มีผู้ป่วยยืนด้วยสันเท้าโดยมือทั้งสองข้างห้อยอยู่ข้างลำตัวตามปกติ การส่งเสริมให้คนไข้ยืนตามธรรมชาติปกติและไม่พยายามเสแสร้งว่าเป็น “กิริยาท่าทางที่ดี” หรือ “ท่าทางแบบทหาร” จดจำถึงรูปแบบของร่างกายและตามด้วยจุดตรวจสอบที่สัมพันธ์กับการลดต่ำลงของสายดิ่งด้านข้าง แต่ตำแหน่งด้านหน้าไปยังตามด้านนอก ตามที่เห็นในรูปที่ 2.29 และตำแหน่งด้านหน้าหรือด้านหลังของเส้นในแนวตั้งที่ตัดแบ่งสันเท้าเป็นสองข้าง



รูปที่ 2.29 กล้ามเนื้อต้านแรงโน้มถ่วงที่สำคัญที่คงสภาพตำแหน่งยึดตัวตรง

2.5.1.2 ท่าทางที่เปลี่ยนไประหว่างการเจริญเติบโต (Postural Changes During Growth)

วัยแรกรุ่น (Puberty) : ช่วงวัยแรกรุ่น แขนขาจะเจริญเติบโตเร็วกว่าช่วงลำตัว อัตราการเจริญเติบโตของช่วงลำตัวกับแขนหรือขาค่อนข้างไม่ต่างกันในช่วงวัยนี้ ลำตัวจะเติบโตอย่างต่อเนื่อง หลังแขนหรือขาลดอัตราเจริญเติบโตลงในช่วงปลายวัยแรกรุ่น การเปลี่ยนแปลงนี้มีผลกระทบต่อความสูงของท่าทางและทำย่น ท่าทางนั้นจะมีความสูงขึ้น 70 เปอร์เซ็นต์ของความสูงตอนเกิดและประมาณ 52 เปอร์เซ็นต์สำหรับเด็กสาวอายุ 16 ปีและเด็กชายวัย 14 ปี ดังนั้นการจัดวางท่าทางต้องทำในในช่วงเจริญเติบโตเพื่อความเหมาะสมต่อแรงโน้มถ่วง

วัยรุ่น (Adolescence) : ช่วงการเติบโตทางร่างกายอย่างรวดเร็วของวัยรุ่น เกิดการเปลี่ยนสัดส่วนร่างกายเพื่อปรับปรุงต่อแรงโน้มถ่วง ความเอียงของกระดูกเชิงกรานลดลงถึง 20-30% หัวเข่างอเล็กน้อยแต่การเหยียดข้อเกิน (Hyperextension) ในช่วงต้นนั้นไม่จำเป็นต่อสมดุลของท้องที่ยื่นออกมา กิริยาท่าทางกลายเป็นการเคลื่อนไหวเพียงเล็กน้อยและรูปแบบของท่าทางเริ่มมั่นคง ถ้ากลไกการปรับตัวที่เหมาะสมล้มเหลว อาจเกิดกรณีไหล่ห่อที่ยื่นคอไปข้างหน้าและหัวยืดอก ตามที่แสดงในรูปที่ 2.30



รูปที่ 2.30 ท่าห่อไหล่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.3 แรงโน้มถ่วง (Gravitational Forces)

ความสำเร็จที่คนเรามีในการเผชิญกับความเค้นของแรงโน้มถ่วงคงที่อาจมีความละเอียดอ่อนแต่กระนั้นก็มีอิทธิพลอย่างมากต่อสุขภาพและการกระทำ ในขณะที่แรงโน้มถ่วงสร้างความเสถียรที่ขาในท่ายืนและให้แรงเสียดทานสำหรับยืนอยู่กับที่ มันยังวางความเค้นที่ได้รับการพิจารณาแล้วบนร่างกายส่วนต่างๆ เพื่อรักษาตำแหน่งท่ายืนตรง ยกเว้นว่าจะจัดสรรการทดแทนและการปรับตัวของระบบประสาทและกล้ามเนื้อได้อย่างเหมาะสมและลงตัว อย่างการกระทำที่เป็นผลทำให้ไม่มีความสมดุลและล้มลงเสมอ ดังนั้นผลการเบี่ยงเบนลักษณะท่าทางในปัญหาด้านสมดุลจึงนำมาสู่ความเครียด (strain) และความเสียหายต่อโครงสร้างที่ต้านแรงโน้มถ่วงเสมอ

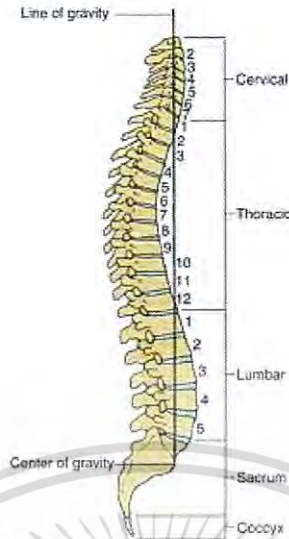
(1) จุดศูนย์ถ่วง (Center of Gravity) เสมือนแรงโน้มถ่วงกระทำต่อร่างกายทุกส่วน น้ำหนักทั้งหมดของร่างกายถูกใช้พิจารณาโดยเน้นไปที่จุดตำแหน่งที่แรงโน้มถ่วงดึงด้านใดด้านหนึ่งของร่างกายซึ่งจะเท่ากับแรงดึงที่ด้านอื่นๆ ด้วย จุดที่ว่่านั้นคือจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงของร่างกายและมันประกอบขึ้นเป็นจุดศูนย์กลางมวลร่างกายที่ถูกต้องแน่นอน เมื่อจุดศูนย์ถ่วงอยู่ด้านบนฐานตัวซัพพอร์ตและแรงดึงของแรงโน้มถ่วงถูกต้านไว้ได้อย่างสมบูรณ์โดยองค์ประกอบของส่วนซัพพอร์ตจะทำให้เกิดสมดุลของแรงหรือสภาวะสมดุลขึ้น ไม่มีการเคลื่อนที่ที่เกิดขึ้น

ในแบบจำลองวัตถุ จุดศูนย์ถ่วงตั้งอยู่ในพื้นที่แค่ด้านหน้า (ประมาณ 1 นิ้ว) ที่ด้านบนของส่วนที่สองของกระดูกกระเบนเหน็บ ประมาณ 55% ของระยะสำหรับผู้หญิงและ 57% สำหรับผู้ชาย จากพื้นผิวฝ่าเท้าไปจนถึงปลายหัวในท่ายืนตัวตรง ตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงจะหลากหลายตามรูปร่าง อายุและเพศ กับการเคลื่อนไหวขึ้นด้านบน ลงข้างล่างหรือด้านข้างซึ่งสอดคล้องกับตำแหน่งเคลื่อนไหวปกติและระบบประสาทและกล้ามเนื้อที่ยิ่งเหยียดปกติ

การเก็บสะสมของไขมันและการสูญเสียเนื้อเยื่ออ่อนเป็นปัจจัยทั่วไปในการเปลี่ยนแปลงจุดศูนย์ถ่วง ดังนั้นจุดศูนย์ถ่วงจึงเลื่อนไปตามการเปลี่ยนแปลงการจัดวางร่างกายและปริมาณของน้ำหนักที่ข้อต่อพุงและแรงดึงของกล้ามเนื้อหลากหลายชนิดภายใต้ขีดจำกัดที่สมเหตุสมผลกับการเคลื่อนไหวร่างกายแต่ละครั้ง การทดแทนที่เพียงพอจำเป็นต่อสุขภาพ สร้างสมดุลทางโครงสร้าง

(2) เส้นผ่านจุดศูนย์ถ่วง (Line of gravity)

จุดอ้างอิง: เส้นในแนวตั้งด้านหน้าและด้านหลังของแรงโน้มถ่วงร่างกายเมื่อดูจากด้านข้าง เลื่อนลงจากด้านบนลงมาผ่านใบหูส่วนล่าง ด้านหลังปุ่มกระดูกเล็กน้อยผ่านโอดอนตอยโพรเซส (odontoid process) ผ่านจุดกึ่งกลางหรือเลยข้อต่อหัวไหล่ไปเล็กน้อย (shoulder joint), สัมผัสกับจุดกึ่งกลางของเส้นขอบด้านหน้าของ T2 และ T12 แล้วเลยด้านหน้าเล็กน้อยที่ S2 ตามที่แสดงในรูปที่ 2.31, อยู่ด้านหลังข้อต่อสะโพก (hip joint) เล็กน้อย, ด้านหน้าแกนหมุนตามขวางของเข่าเล็กน้อย (ด้านหลังกระดูกสะบ้าเล็กน้อย), ข้ามผ่านด้านหน้าไปยังด้านข้างกระดูกตาตุ่มด้านนอกและ



รูปที่ 2.31 เส้นผ่านจุดศูนย์กลาง (Line of gravity) ในไขสันหลัง

ผ่านจุดบรรจบของกระดูกคอบอยด์กับกระดูกสันเท้า ถูลงระหว่างสันเท้า (heel) และจมูกเท้า (malleolus head) เมื่อมองจากด้านหลัง เส้นด้านข้างของแรงโน้มถ่วงจะผ่านปุ่มที่นูนตรงท้ายทอย, สไปนัส โพรเซสของ C7 และ L5, กระดูกอ่อนก้นกบกับหัวเหน่า, และแบ่งครึ่งหัวเข่าและข้อเท้า ดังนั้นเส้นด้านหน้า-ด้านหลังและด้านข้างแรงโน้มถ่วงแบ่งร่างกายออกเป็นสี่ส่วน

การวิเคราะห์โดยลากเส้นตั้ง (Plumb Line Analysis) : ลากเส้นตั้งเป็นวิธีใช้วิเคราะห์กิริยาท่าทาง ทำประโยชน์ให้เหมือนเปรียบเทียบให้เห็นภาพถึงเส้นของแรงโน้มถ่วง ยกตัวอย่าง เมื่อเส้นที่ผูกตุ้มไว้แบ่งศูนย์กลางอยู่ที่ S1 มันก็ควรตกในเส้นร่วมกับปุ่มที่นูนตรงกระดูกท้ายทอย (occipital protuberance)

ข้อรับน้ำหนัก (Weight Bearing) : การใช้พลังงานแบบประหยัดที่สุดในท่ายืนคือเมื่อเส้นแนวตั้งของแรงโน้มถ่วงลากลงผ่านลำของกระดูกพุง ถ้าข้อกระดูกรับน้ำหนักอยู่ในแนวเดียวกันซึ่งเส้นแรงโน้มถ่วงผ่านศูนย์กลางของแต่ละข้อต่อโดยตรง ความเครียดน้อยวางอยู่บนเส้นเอ็นและกล้ามเนื้อที่อยู่ติดกัน นี่เป็นสถานการณ์ที่ดีเยี่ยมแต่เป็นไปได้ในร่างกายมนุษย์เนื่องจากว่าตรงกลางของส่วนที่เชื่อมโยงกับศูนย์กลางการเคลื่อนไหวระหว่างพวกมันไม่สามารถนำมาพบกันด้วยเส้นผ่านจุดศูนย์กลางทั่วไปได้อย่างแม่นยำ

ความเสถียร (Stability) : เนื่องจากร่างกายเป็นระบบแบ่งสัดส่วน ความเสถียรของร่างกายขึ้นอยู่กับความเสถียรของแต่ละส่วน แรงโน้มถ่วงที่กระทำต่อแต่ละส่วนที่ถูกแบ่งต้องเป็นกลางอย่างเป็นเอกเทศถ้าจะให้ร่างกายโดยรวมอยู่ในสมดุลของแรงโน้มถ่วงอย่างสมบูรณ์ ในส่วนของการกระจายสมดุลโดยแต่ละสัดส่วนเฉพาะส่วนถูกเรียกว่า ดุลยภาพบางส่วน (Partial Equilibrium) ประหนึ่งเปรียบเทียบกับดุลยภาพทั้งหมดของร่างกายโดยรวม ดังนั้นแต่ละสัดส่วนจึงมีดุลยภาพบางส่วนและเส้นแรงโน้มถ่วงของตัวเอง

การเปลี่ยนตำแหน่ง (Position Changes) : การเปลี่ยนตำแหน่งของจุดศูนย์กลางบางส่วนในบางครั้งก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่สอดคล้องกันในจุดศูนย์กลางร่วมกัน เมื่อยกแขนขึ้นเหนือศีรษะและเอาลง จุดศูนย์กลางก็จะถูกยกขึ้นและลดลงตามลำดับภายในร่างกาย เมื่อเหยียดแขนไปข้างหน้าหรือข้างหลัง จุดศูนย์กลางก็จะเลื่อนไปด้านหน้าหรือด้านหลังภายในร่างกาย เมื่อลำตัวโค้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งอไปข้างหน้าหรือด้านข้าง จุดศูนย์ถ่วงก็จะเลื่อนไปข้างนอกร่างกาย

(3) สมดุลทางร่างกายกับสมดุลการทรงตัว (Body Balance and Equilibrium)

สภาวะในขณะที่ทำงาน (เคลื่อนไหว) กับอยู่นิ่ง ตำแหน่งต่างๆ ของร่างกายที่ต้องการแรงจากกล้ามเนื้อเพื่อรักษาสมดุลนั้น กล่าวได้ว่าเป็นสมดุลการเคลื่อนไหว (active equilibrium) ในขณะที่หากตำแหน่งเหล่านั้นไม่ต้องการความช่วยเหลือจากระบบกล้ามเนื้อจะถือเป็นสมดุลง่ายๆ (passive equilibrium) ในภาวะสมดุลหยุดนิ่ง ส่วนแบ่งศูนย์ถ่วงทั้งหมดและกึ่งกลางของข้อต่อทั้งหมดจัดอยู่ในขอบเขตของเส้นศูนย์ถ่วงของร่างกายที่จัดว่าเป็นฐานของซัพพอร์ต ซึ่งต้องการให้องค์ประกอบของแรงโน้มถ่วงทั้งเชิงเส้นและหมุนมีความเท่าเทียมกันทั้งหมดโดยพื้นผิวข้อต่อและฐานของซัพพอร์ต ดังนั้นจึงเป็นสถานะที่เป็นไปไม่ได้ในทางยึดตัวตรงแต่เป็นไปได้ในตำแหน่งแวนอน

สมดุล (Balance) นั้นเมื่อแรงของแรงโน้มถ่วงกระทำลงบนร่างกายในตำแหน่งที่เสถียรสมดุล แรงดึงเท่ากันทุกๆ ด้านรอบจุดศูนย์ถ่วง ศูนย์ถ่วงของมีนอยู่เหนือฐานพยางค์โดยตรงและร่างกายอยู่ในสภาพมั่นคง มวลร่างกายโดยรวมซ้อนนอกฐานไม่ส่งผลกระทบต่อสมดุลการทรงตัว นอกจากจุดศูนย์ถ่วงของมวลจะถูกปรับเปลี่ยน ถ้าส่วนหนึ่งถูกเลื่อนไปด้านข้างไปยังอีกด้านหนึ่งโดยไม่ทดแทนด้วยการเลื่อนอีกส่วนหนึ่งที่มีน้ำหนักเท่ากัน ทำให้จุดศูนย์ถ่วงเคลื่อนที่ไปด้านข้าง แล้วร่างกายจะไม่มั่นคงถ้าจุดศูนย์ถ่วงถูกเปลี่ยนที่ไปอยู่นอกฐานพยางค์เพราะแรงโน้มถ่วงจะดึงด้านที่น้ำหนักถูกเคลื่อนไปมากกว่า เพราะเพศชายปกคติมึ่ทรงอกใหญ่กว่า ไหล่ขยายมากกว่า และแขนที่หนักกว่าของเพศหญิง พวกเขาถึงได้ถูกทำให้ล้มได้ด้วยแรงที่น้อยกว่าใช้ล้มผู้หญิงขนาดเท่ากัน

แรงหมุนทั่วไป (Common Torques) ในร่างกาย จุดศูนย์ถ่วงบางส่วนทั้งหมดหรือแกนเคลื่อนไหวจะไม่เกิดขึ้นพร้อมกับเส้นผ่านจุดศูนย์ถ่วงทั่วไป ในความเป็นจริง กึ่งกลางบางส่วนหลายๆ แห่งอยู่ค่อนข้างห่างจากเส้นทั่วไปและนี่ทำให้เกิดแรงหมุนที่ทำให้ข้อต่อต่างๆ หมุนได้เพราะแรงดึงจากแรงโน้มถ่วง ที่ต้องทำให้เป็นกลางด้วยกล้ามเนื้อที่ต่อต้านแรงโน้มถ่วง ข้อต่อรับน้ำหนัก (Weight Bearing Joint) ได้รับการพิจารณาให้อยู่ในสมดุลการทรงตัว ถ้าเส้นแรงโน้มถ่วงของโครงสร้างช่วยพยางค์เท่ากับแกนหมุนของข้อต่อ ถ้าเส้นแรงโน้มถ่วงอยู่ด้านหลังถึงแกนหมุนของข้อต่อส่วนที่อยู่ด้านบนมีแนวโน้มที่จะหมุนไปด้านหลังสำหรับปรับตัวหรือทดแทน ถ้ามันอยู่ข้างหน้าแกนส่วนที่อยู่ด้านบนมีแนวโน้มจะหมุนไปทางด้านหน้า

(4) เส้นกระทำ (Action Lines) ส่วนแบ่งน้ำหนักเสนอแรงต้านต่อการเคลื่อนไหว เพราะแรงโน้มถ่วงกระทำบนส่วนต่างๆ แคนพิศดิ่งลงเท่านั้นร่วมกับมวลของส่วนนั้นๆ เสมือนมันเป็นที่จุดศูนย์กลางมวล ประสิทธิภาพของน้ำหนักสำหรับหมุนส่วนนั้นสามารถเปลี่ยนแปลงได้ด้วยการเลื่อนตำแหน่งของน้ำหนักเนื่องจากจุดหมุน เพราะว่าการตกผ่านจุดศูนย์กลางมวลของเส้นแรงโน้มถ่วงที่อยู่ห่างออกไปเป็นรูปแบบของแกนการเคลื่อนที่ ความยาวจะกลายเป็นแขนโมเมนต์และขนาดใหญ่จะกลายเป็นโมเมนต์ ระหว่างเคลื่อนไหว เส้นแรงกระทำแรงโน้มถ่วงของส่วนหนึ่งสามารถยับยั้งเข้าใกล้หรือออกห่างจากแกนของข้อต่ออย่างง่าย โดยการเปลี่ยนตำแหน่งของส่วนนั้น

การประยุกต์ใช้งานด้านการแพทย์ หลักการเหล่านี้ทั่วไปใช้ในการบำบัดฟื้นฟู รวมถึงใช้ในการทดสอบกล้ามเนื้อและในขั้นตอนยึดกล้ามเนื้อ ในการทดสอบกล้ามเนื้อ แรงต้านทานถูกใช้มากที่สุดในส่วนที่อยู่ตรงปลายไกลจากจุดศูนย์กลาง ใช้แรงต้านทานที่มากกว่าแขนของคานและให้ผลประโยชน์ดีกว่าที่ใช้ในส่วนที่อยู่ต้นหรือส่วนที่อยู่ใกล้ศูนย์กลางมาก ส่วนการยึดกล้ามเนื้อ การยึดเกาะที่ส่วนด้านโคนส่วนมากควรถูกยึดติดไว้ สิ่งนี้ช่วยลดโอกาสบาดเจ็บของข้อต่อหรือเนื้อเยื่ออ่อนได้และสามารถทำให้การควบคุมการเคลื่อนไหวดีขึ้น

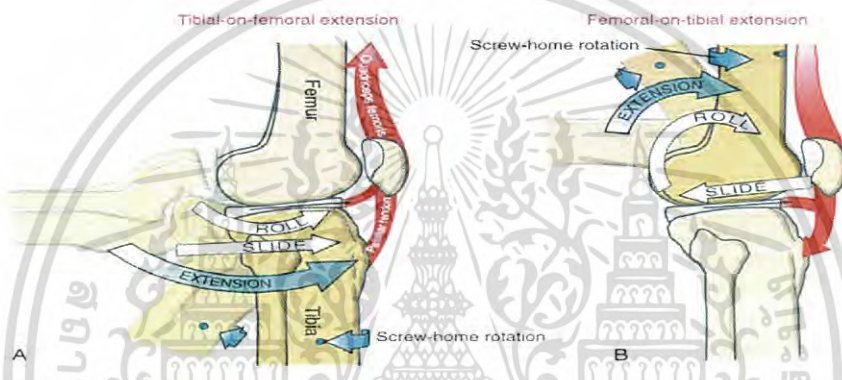
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.1.4 กลไกการปรับเสถียรภาพ (Stabilization Mechanisms)

การศึกษาด้วยเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแสดงให้เห็นว่าต้องการให้การทำงานของกล้ามเนื้อขนาดเล็กหลายๆ อยู่ในท่ายืนที่ผ่อนคลายตามปกติ การกระทำส่วนมากเกี่ยวข้องกับที่กล้ามเนื้อเหล่านั้นกระทำรอบข้อเท้า ความจำเป็นของการกระทำที่น้อยที่สุดน่าจะมาจากคุณสมบัติยืดหยุ่นของกล้ามเนื้อ การลื่นไหลและความตึงจากการยึดกล้ามเนื้อ เส้นเอ็น และพังผืดที่กระทำในช่วงกล้ามเนื้อหดตัวของข้อต่อที่ทำให้เกิดความมั่นคง

สมดุลของร่างกายดีที่สุดเมื่อจุดศูนย์กลางอยู่ที่ต่ำและฐานพยางกว้าง ข้อต่อเข้าและสะโพกขยายออกเต็มที่ระหว่างข้อเท้ารับน้ำหนัก ข้อต่อหัวเข่า “screws home” โดยการหมุนเพียงเล็กน้อยบนข้อต่อที่ขยายออกอย่างเต็มที่เพื่อให้การลื่นไหลข้อต่อแข็งแรง



รูปที่ 2.32 กลไกแบบ screws home ของข้อหัวเข่า

(1) ตำแหน่งของจุดศูนย์กลาง (Position of the center of gravity)

ยิ่งจุดศูนย์กลางร่างกายอยู่ใกล้ฐานพยางเท้าไร ความมั่นคงก็ยิ่งมาก นั่นคือ ความมั่นคงของวัตถุเป็นสัดส่วนโดยตรงต่อความสูงของจุดศูนย์กลางมวลเหนือฐาน เช่น หนังสือวางระนาบกับโต๊ะทำให้คว่ำยากกว่าเมื่อเทียบกับอีกเล่มที่วางตั้งบนพื้นที่ยื่นแคบๆ

(2) ขนาดของฐานพยาง ทั้งขนาดและตำแหน่งของฐานพยางเป็นส่วนสำคัญในการรักษาเสถียรภาพ ไม่ว่าจะตำแหน่งของนิ้วเท้าในท่ายืน สมดุลจะมีขึ้นถ้าหากเส้นแรงโน้มถ่วงตกลงบริเวณตรงกลางใต้ตามฐานของส่วนข้อเท้า ร่างกายจะคงความเสถียรจนกว่าจุดศูนย์กลางจะตกออกด้านนอกตั้งฉากกับฐานข้อเท้า ยิ่งฐานของข้อเท้ามีขนาดใหญ่เท่าไร การเคลื่อนย้ายที่ของจุดศูนย์กลางจากจุดกึ่งกลางก็ยิ่งมากขึ้นตามไปด้วยก่อนที่จะสมดุลจะหายไป เห็นได้ง่ายๆ จากการใช้ไม้เท้าหรือไม้ค้ำเพิ่มสมดุลให้มากขึ้น ที่เป็นอย่างนั้นก็เพราะอุปกรณ์พวกนี้ช่วยเพิ่มฐานข้อเท้าให้คนป่วยหรือคนชรา

ท่าทางและเสถียรภาพ ร่างกายที่ตั้งตรงเป็นแบบจำลองทางวิศวกรรมที่แย่มากถ้ามองในเชิงชีวกลศาสตร์อย่างเข้มงวด เพราะสัดส่วนที่หนักมากกว่าถูกถ่ายลงบนฐานพยางที่มีขนาดเล็กคล้ายกรวยคว่ำ แน่นนอน ตำแหน่งนี้อยู่ไกลจากจุดเสถียรของพวกสัตว์มีกระดูกสันหลังสี่ขาอย่างมากกว่าเพียงเล็กน้อย เมื่อเท้าวางขนานกันและอยู่ใกล้กัน ความเสถียรของร่างกายที่ตั้งตรงก็ยิ่งน้อยลงเท่านั้น เมื่อแพทย์ (chiropractor) ทำการปรับกระดูกท่าทาง จะปรับเปลี่ยนให้ขาแกว่งกว้างขึ้นเพื่อเสริม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความสมดุลของพวกเขาให้ต้านทานแรงโน้มถ่วงได้ ในทำนองเดียวกันการรักษาสมดุลระหว่างเอื่อมมือ และก้มตอนที่ขาข้างหนึ่งก้าวไปที่อื่นแล้ว ตอนยืนบนตาดฟ้าเรือหรือรถเมย์ที่กำลังวิ่ง ความสามารถในการทรงตัวจะเพิ่มขึ้นได้ด้วยการยืนโดยทิ้งระยะห่างของเท้าทั้งสองให้มากขึ้น ดังนั้นระหว่างท่า ท่าทางและเคลื่อนไหว การทรงตัวจะแตกต่างกันมากกับตอนที่เท้าวางชิดกัน, ห่างกว่า หรือมุมของแต่ ละข้างที่เพิ่มหรือลดขนาดของฐานพยาง

สัดส่วนแต่ละส่วนในระบบข้อประคบวางพาดกันบนชิ้นที่อยู่ต่ำกว่ามัน พื้นที่ผิวข้อ ต่อส่วนที่จับซ้อนกันทำหน้าที่เป็นฐานพยางของแต่ละสักร่วมที่แยกกัน จากมุมมองนี้สามารถมองได้ว่า ความมั่นคงของข้อต่อขึ้นอยู่กับบางส่วนของ ดังนี้ (1) ขนาดของพื้นที่ผิวข้อต่อ (2) ความสูงของจุดศูนย์ถ่วง ที่ถูกแบ่งเป็นสัดส่วนเหนือพื้นที่ผิวข้อต่อ และ (3) ระยะทางในแนวราบจากเส้นแรงโน้มถ่วงทั่วไปไป จนถึงกึ่งกลางข้อต่อ

น้ำหนักของศีรษะได้รับการพยุงโดยกระดูกสันหลังส่วนคอที่ค้ำศีรษะ (Atlas) ใน ตำแหน่งที่ตั้งตรงนั้นแรงผลักดันขึ้นจากด้านล่างเท่ากับน้ำหนักของศีรษะบวกกับน้ำหนักของคอประกอบอื่นๆ อย่างหมวก, หมวกกันน็อค, แว่นตา เป็นต้น บุคคลที่มีน้ำหนัก 200 lb กระดูกสันหลังส่วนคอที่ค้ำ ศีรษะจะดันกะโหลกศีรษะกลับมาด้วยแรงขนาด 14 lb เมื่อเอียงหัวด้านหลังทำให้ศูนย์กลางมวลของ มันไม่อยู่ในแนวเดียวกันกับข้อต่อที่คอทั้งสอง กล้ามเนื้อที่คอด้านตรงข้ามกับทิศทางการเอียงต้องหด ตัวเพื่อรักษาสมดุล กล้ามเนื้อและเส้นเอ็นยึดกระดูกกับกระดูกที่ฐานของกะโหลกทำหน้าที่ตรวจสอบ แรงกดและแรงเฉือน เมื่อกลไกของมันผิดพลาดจะส่งผลทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของมุมมองศา ซึ่งที่หลัง ส่วนล่างก็เกิดเหตุการณ์คล้ายๆ กันที่ตำแหน่งที่มีน้ำหนักมากๆ ซึ่งก็คือ กระดูกสันหลัง L5

(3) สมดุลเอียง (Balance Sway) ข้อต่อส่วนมาก เส้นผ่านแรงโน้มถ่วงไม่ได้เป็น เหมือนกันกับเส้นกึ่งกลางของข้อต่อ กึ่งกลางของข้อต่อตรงโดยมากเป็นระยะทางจากเส้นแนวน้ำหนัก ซึ่ง นี้ต้องการแรงจากกล้ามเนื้อที่มั่นคงเพื่อต่อต้านแรงหมุนสำหรับรักษาสมดุลโดยเกลี้ยแรงเฉือนและ แรงบิดให้เท่ากัน แม้ว่าเมื่อไม่มีการเคลื่อนไหว กล้ามเนื้อที่ต้านแรงโน้มถ่วงก็ยังคงทำงานอยู่ตลอด ใน การรักษาการทรงตัว ร่างกายจะเกิดการเข้เล็กน้อยโดยไม่ได้ตั้งใจ ทั้งในแนวข้างหน้า ข้างหลัง ด้านข้าง แนวแยงและเชิงหมุน

ร่างกายมักเคลื่อนไหวสม่ำเสมอ เกิดการขยับแกว่งที่เล็กน้อยในทุกๆ ส่วนของ ร่างกายทั้งยามหลับและยามตื่น และการเคลื่อนไหวอย่างหยาบ (gross movements) นั้นจะไม่ เริ่มต้นขึ้นตรงท่าที่ยังอยู่ในเฟสการกวัดแกว่งปกติ

2.5.1.5 เทคนิคอเล็กซานเดอร์ (Alexander Technique)

อเล็กซานเดอร์เป็นนักแสดงชาวอิตาลีได้ค้นพบสิ่งสำคัญเกี่ยวกับกิริยาท่าทางซึ่งได้ตีพิมพ์ ในปี 1924 ได้รับการยอมรับในปี 1926 โดยศาสตราจารย์ Coighill และในหนังสือเกี่ยวกับอนาโตมี ของดร. Mungo Douglass ในปี 1937

ประโยชน์ของเทคนิคนี้รักษาภาวะจิตใจได้ดีที่สุด, ช่วยเพิ่มความคล่องตัวด้านลักษณะทาง กายภาพ, เปลี่ยนลักษณะการคิดเกี่ยวกับกิริยาท่าทาง, รักษาแนวโน้มของโรคประสาท, ช่วยลด ระยะเวลาของภาวะซึมเศร้า, ลดความดันโลหิตสูง, ช่วยในเรื่องอาการของโรคไขข้อและโรคข้ออักเสบ, รักษาขั้นต้นของโรคหืด, เพิ่มการทำงานของหัวใจและการไหลเวียนของเลือด, แก้ไขโค้งลดลงจะช่วย ลดอาการปวดศีรษะไมเกรน, แก้ไขเรื่องเท้าแบน, ช่วยลดอาการปวดศีรษะไมเกรน, เพิ่มการย่อย อาหาร, แก้ไขการนอนไม่หลับ, ช่วยลดความเครียด, ช่วยให้ดูอ่อนกว่าวัย และอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มันเป็นสิ่งท้อเล็กซานเดอร์ได้อธิบายไว้ว่าจิตใจกับร่างกายมีความสัมพันธ์เชื่อมโยงกันในรูปแบบที่ไม่สามารถแยกจากกันได้ทั้งหมด “การกระทำทางกายภาพเป็นเรื่องที่ไม่ได้มาจากแค่ตรงนี้ (สมอง) หรือแขนขาเท่านั้น แต่เป็นการทำงานของระบบประสาทและกล้ามเนื้อ ณ ช่วงขณะนั้น” เขาแสดงให้เห็นว่าทุกๆ วันนั้นการกระทำต่างๆ จากที่เล็กน้อยไปจนถึงใช้พลังงานจำนวนมาก ทุกๆ การกระทำริเริ่มด้วยการเคลื่อนไหวเล็กน้อยที่ฐานของกะโหลกศีรษะ

และอะไรคือสิ่งที่ส่งผลเป็นวงกว้างต่อสุขภาพที่อเล็กซานเดอร์ค้นพบ สามารถระบุได้ว่าเมื่อใดก็ตามที่คนเราเคลื่อนไหวหรือแสดงท่าทาง ส่วนของศีรษะจะเคลื่อนไหวเหมือนตั้งขึ้นแล้วเคลื่อนออกจากส่วนของร่างกายทั้งหมดและนำร่างกายไปยังทิศทางนั้น บางก็ทำให้ยืดยาวออกไป บางก็ทำให้หดสั้นลง จนกลายเป็นท่าทางต่างๆ อเล็กซานเดอร์สังเกตเห็นว่าร่างกายที่แบ่งออกเป็นส่วนๆ เปรียบเป็นรถไฟ หัวก็คือเครื่องจักร เขารู้สึกว่าคุณเฉยของการตอบสนองด้วยการหดตัวของกล้ามเนื้อ (postural reflex) หรือส่วนสำคัญของสัมผัสภายในเกี่ยวกับการเคลื่อนไหว (kinesthetic sense) ตั้งอยู่ในพื้นที่ท้ายทอย

เทคนิคอเล็กซานเดอร์เป็นกระบวนการสอนให้ปรับปรุงการใช้ร่างกายของตนเอง เทคนิคนี้ช่วยให้ได้รู้และเปลี่ยนแปลงนิสัยการใช้ร่างกาย ช่วยปรับปรุงนิสัยการวางท่าของคนที่จะค่อยๆ ส่งผลทีละน้อยจนเกิดการคล่องตัวและมีอิสระในการเคลื่อนไหวได้มากขึ้น มีพลังงานเพิ่มขึ้น รู้จักใช้แรงในการทำกิจกรรมได้เหมาะสม และมีพลังเหลือสำหรับกิจกรรมอื่นๆ ได้มากขึ้น

การกำจัดนิสัยที่เป็นอันตรายที่ก่อให้เกิดความเครียดแก่ศีรษะและอารมณ์สามารถใช้เทคนิคนี้ได้ และยังทำให้ได้เรียนรู้ที่จะปฏิบัติกิจวัตรประจำวันได้อย่างอิสระยิ่งขึ้นด้วยการผ่อนคลายความเครียด ทำให้สามารถใช้ร่างกายได้อย่างนุ่มนวล มีการทรงตัวดี มีการประสานงานกันดีขึ้น ทำให้มีสุขภาพที่ดีสามารถประกอบภารกิจได้ดีขึ้นและมีความตื่นตัวมากขึ้น

ถือเป็นวิธีบำบัดที่เข้าช่วยปลุกฝังความเคยชินให้กับร่างกาย เป็นวิธีบำบัดทางธรรมชาติอย่างหนึ่ง

2.5.2 ท่าทางและการเคลื่อนไหวท่าทาง (stance and motion posture)

2.5.2.1 อากัปกริยาที่คงที่กับท่านั่ง

ในเทอมของอากัปกริยาคงที่ถูกใช้ในความสัมพันธ์ด้านความรู้สึก อ้างอิงตำแหน่งหยุดนิ่งเทียบเท่ากับเป็นหนึ่งในเคลื่อนไหวทั้งหมด ตามที่อธิบายก่อนหน้านี้ คือ ร่างกายมักเป็นไดนามิกเนื่องจากตัวแปรอย่างการโอนเอียงของร่างกาย การหายใจ และการขยับกระสับกระส่าย

(1) ความแตกต่างเฉพาะตัวในอากัปกริยาที่คงที่

น้ำหนัก : น้ำหนักร่างกายมีอิทธิพลชัดเจนต่อท่าตั้งตัวตรง การรักษาสสมดุลตั้งตรงของคนเป็นโรคอ้วนได้ ส่วนใหญ่เป็นผลมาจากการประคองประคองแรงไหลดที่มากเกินไปบนฐานพุงขนาดเล็ก เห็นได้จากการบิดตัวขณะเดินก้าวสั้นๆ ด้วยหน้าท้องที่มีขนาดใหญ่ทำให้ต้องใช้ลำตัวส่วนหลัง (posterior torso) เป็นหลักพิงซดเซยและไขสันหลังระดับเอวเข้าเป็นมุมแหลมเพื่อให้สมดุลกับน้ำหนักด้านหน้า น้ำหนักส่วนมากจะไปรวมกันที่สันเท้า ตรงกันข้ามกับคนรูปร่างผอมบางที่อาจเข้าใจว่าเป็นท่าที่ผ่อนคลายมากเกินไป

ส่วนสูง : คนตัวเตี้ยต้องใช้ความพยายามในการตั้งตัวตรงมากกว่าคนตัวสูง ซึ่งเป็นความจริงโดยเฉพาะกับคนตัวอ้วนเตี้ย เพราะท่าตั้งตัวตรงเป็นท่าทางที่ทำให้ร่างกายผอมและสูงขึ้นในทางตรงกันข้าม คนตัวสูงมักเดินตัวงอเพื่อให้ดูเตี้ยลงจนหลังโค้งตามความเคยชินและติดนิสัยงอเข้าอกสารนี้ เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ท่าแบบทหาร (Military Postures) : ข้อควรคำนึงของการวางตัวทางการทหาร คือ ไม่ขยับเขยื้อนและไม่เป็นธรรมชาติ คางวาดขึ้น คอกับหน้าอกยกขึ้น กระดูกสะบักหมุนไปทางซ้ายหลัง หลัง ส่วนกระดูกสันหลังจะตั้งตรงในแนวตั้ง ท้องแฟ้วม กระดูกเชิงกรานเอียงไปด้านหลัง และเท้าชิดติดกัน น้ำหนักตัวกระจายไปทั้งสองข้าง สำหรับตำแหน่งวางตัวแบบนี้ ความเค้นที่สามารถพิจารณาได้ อยู่ที่กล้ามเนื้อหลังกลุ่มอีเรक्टरสไปเน่ (Erector Spinae) กับกล้ามเนื้อเอกซ์เทนเซอร์ (extensor) ของสะโพกกับน่อง ในขณะที่กล้ามเนื้อชนิดนี้ที่หัวเข่าอยู่ในสภาพคลายตัว (ผ่อนคลาย) มากกว่า เนื่องจากจุดศูนย์กลางแรงโน้มถ่วงอยู่บริเวณด้านหน้าห่างจากแกนของข้อต่อหัวเข่า

ท่านี้ยากที่จะทำติดต่อกันเป็นเวลานานๆ เพราะกล้ามเนื้อตึงและเลือดไม่ไหลเวียน เป็นเหตุทำให้เลือดกระจุกอยู่ที่ปลายแขนขา นำไปสู่ภาวะสมองขาดเลือดได้

ผลกระทบจากการตั้งครุฑ : ช่วงตั้งครุฑ จุดศูนย์กลางจะย้ายไปด้านหลังจากตำแหน่งปกติ เพราะน้ำหนักด้านหลังเพิ่มขึ้นจากเด็กในครุฑ น้ำคร่ำและมดลูกที่ขยายใหญ่ขึ้น วิธีการทรงตัวจะคล้ายคลึงกับคนที่เป็นโรคอ้วน แต่มีการแอ่นพุงไปด้านหลังมากเกินไป

(2) อากัปภิกิริยาฉับพลัน

การคาดการณ์ถึงผลกระทบที่จะเกิดขึ้นจากอากัปภิกิริยาแบบสถิตของใครคนหนึ่ง กับตำแหน่งที่สันนิษฐานเป็นสิ่งสอดคล้องกันกับเป้าหมายหรือวัตถุประสงค์ที่เกิดขึ้นกะทันหัน เมื่อคนเราเร่งรีบหรือเคลื่อนไหวรุนแรง อากัปภิกิริยาฉับพลันหรือการตอบสนองอย่างเฉียบพลันเป็นเหมือนเครื่องระวังอย่างหนึ่ง ที่จะเกิดขึ้นใน 1-2 วินาทีหลังเกิดสถานการณ์ฉุกเฉินเรียกว่า 'จุดพีค (peak)' หลังจากจุดนี้ ท่าทางไม่ว่าจะผ่อนคลายลงหรือเสียศูนย์ก็มีเหตุมาจากอาการสั่นเทาของร่างกาย ซึ่งมาจากความล่าช้าของระบบประสาทประสานงานส่วนกลาง ถ้าไม่ทำอะไรต่อหรือสภาพโดยรอบสงบแล้วก็จะกลับมาอยู่ในท่าผ่อนคลาย

การประยุกต์ใช้ : ระหว่างอยู่ในอากัปภิกิริยาฉับพลัน จุดศูนย์กลางจะเคลื่อนไปด้านหลังในทิศทางเคลื่อนไหวซึ่งคาดการณ์ไว้ การก้มหัวกับงอฝ่าเท้าเป็นสาเหตุให้สมดุลเกิดความไม่เสถียรเพื่อรองรับการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น ตำแหน่งแขนและขาถูกปรับเพื่อตอบสนองกับการกระทำที่กำลังตามมา อย่างในกีฬาเบสบอลตำแหน่งอินฟิลเดอร์โน้มตัวไปข้างหน้าและยื่นนิ้วเท้าขึ้นขณะที่บอลถูกขว้าง ผู้วิ่งจะออกตัววิ่งไปฐานถัดไปและปลายนิ้วจะยื่นขึ้นตอนถูกถูกขว้าง ยิมนาสติดตีลังกาเริ่มต้นด้วยการโยกหัวไปด้านหน้าและด้านหลัง ในแต่ละกรณี สมดุลเชิงกลของร่างกายจะเสียไปเพื่อเริ่มการเคลื่อนไหว

กลไกรับรู้อากัปภิกิริยา (Proprioceptive Mechanisms) : อากัปภิกิริยาระมัดระวังสถานการณ์ฉับพลันไม่ควรคงไว้นิ่งๆ เป็นเวลานานเพราะการรับรู้ความรู้สึกจากกล้ามเนื้อ เอ็น และข้อต่อซึ่งควบคุมความรู้สึกรับรู้ตำแหน่งและความสัมพันธ์ของส่วนต่างๆ ของร่างกายจะลดลง และต้องสร้างใหม่ก่อนถึงจะเคลื่อนไหวได้ถูกต้องเหมือนเดิม ด้วยเหตุนี้ นักกอล์ฟและนักเบสบอลถึงโยกไม้ในขณะที่จะตีท่าทาง

มั่นคงปะทะสมดุล (Stability vs Balance) : อากัปภิกิริยาระมัดระวังสถานการณ์ฉับพลันมักซ้อนทับกับท่าปรับตัวตามแรงเชิงกล การเคลื่อนไหวส่วนมากเกี่ยวข้องกับการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักไปด้านข้าง ซึ่งระบบสมดุลและต้องการแรงในฝั่งตรงข้ามเพื่อรักษาสมดุล การเปลี่ยนแปลงการทรงตัวของจุดศูนย์กลางร่างกายในทิศทางแนวตั้งนั้นปรับเปลี่ยนให้มั่นคงแต่ไม่สมดุล อย่างเช่น การแข่งด้านความเร็วของนักกีฬาเสกตีสลา ผู้ลงแข่งมักโน้มตัวไปข้างหน้าเพื่อรักษาสมดุลภาพระหว่างแรงโน้มถ่วงกับพฤติกรรมขับเคลื่อนของเขา ถ้าลำตัวตั้งตรง พฤติกรรมของเขาดังกล่าวจะทำให้หนักกีฬา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ล้มไปด้านหลัง เมื่อไหลเป็นเส้นโค้งด้วยความเร็วสูง นักสเกตต้องโน้มไปด้านหน้าให้เท่าเทียมกับการกระทำของเขาและโน้มไปตามด้านในเส้นโค้งเพื่อรับมือกับแรงเหวี่ยง

(3) ท่าทางการนั่ง (Sitting Postures)

ตามที่แสดงในรูปที่ 2.33 เมื่อนั่งบนปลายปุ่มกระดูกอิสเคียม (มูมมองลูกศร ด้านซ้าย) กระดูกกระเบนเหน็บ (กับไขสันหลังระดับเอว) โยกไปด้านหลัง, ส่วนโค้งระดับเอว (lumbar) แบนและขยาย เมื่อเวลาผ่านไป การวางท่าแบบนี้ยึดเนื้อเยื่อเกี่ยวพันออกไป เป็นเนื้อเยื่อที่ทำให้ห้องค้ประกะอบของไขสันหลังกับข้อต่อกระดูกเชิงกราน เพราะแรงเปลี่ยนรูปแบบพลาสติก

อย่างไรก็ตาม ถ้าอ่อนก่อนนั่ง จบด้วยนั่งบนด้านที่อยู่ต่ำกว่าปุ่มกระดูกอิสเคียม มากกว่านั่งบนปลายปุ่มกระดูกอิสเคียม และโยกกระดูกกระเบนเหน็บไปด้านหน้า กระชับส่วนโค้งเว้าส่วนเอวในขณะที่ลดแรงดันภายในหมอนรองกระดูกส่วนเอวลงด้วย

นั่นเป็นกลยุทธ์ที่ดีสำหรับการหลีกเลี่ยงแนวกระดูกเชิงกรานจัดเรียงผิด ผ่นดิสก์ผิดปกติและอาการปวดหลังโดยทั่วไป



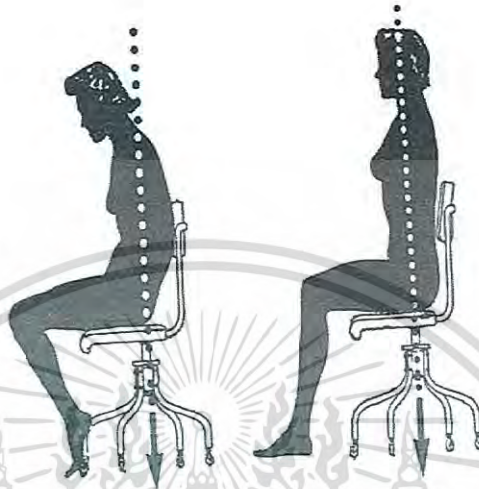
รูปที่ 2.33 สองตำแหน่งของกระดูกกระเบนเหน็บระหว่างนั่ง ทำนั่งปกติขึ้นอยู่กับความสัมพันธ์ของจุดศูนย์ถ่วงของร่างกายกับต่อปุ่มกระดูกอิสเคียม (ซ้าย) อยู่ห่างจากส่วนช่วงหลัง (ขวา) อยู่ในตำแหน่งสมดุลเหนือบริเวณที่มีปุ่มกระดูกอิสเคียมขึ้น

ในท่าที่นั่งที่ผ่อนคลาย หัวจะตั้งตรง สมดุลเหนือคอ รวมทั้งจุดศูนย์ถ่วงของหัวตั้งอยู่ด้านหน้าข้อต่อท้ายทอย (atlanto-occipital joint) เล็กน้อย น้ำหนักร่างกายพุงด้วยปุ่มอิสเคียมกับเนื้อเยื่ออ่อนที่อยู่ติดกัน มุมส่วนโค้งของหลังส่วนเอวขณะนั่งขึ้นอยู่กับมุมที่เกิดที่กระดูกกระเบนเหน็บที่ควบคุมด้วยการวางตัวของกระดูกเชิงกรานและมูมองศาของการงอของสัດส่วนที่เกี่ยวข้อง

จุดศูนย์ถ่วง (C.M.): ตำแหน่งนั่งตั้งตรง จุดศูนย์ถ่วงอยู่ด้านหน้าปุ่มกระดูกอิสเคียม อาการเอวแอ่น (lumbar lordosis) คือจะเรียบเล็กน้อยและประมาณ 25% ของน้ำหนักตัวถ่ายไปยังพื้นผ่านทางขา อย่างไรก็ตามท่าที่นั่งงอหลัง ตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วงอยู่ที่ด้านหลังปุ่มกระดูกอิสเคียม อาการเอวแอ่นกลับมาและน้ำหนักตัวถ่ายผ่านขาน้อยลง (ตามรูปที่ 2.33)

อาการเมื่อย (fatigue) : เมื่อนั่งติดต่อกันเป็นเวลานาน (อย่าง นิ่งพิมพ์ ชัชรถ) เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถเกิดอาการเมื่อยได้ถ้าหาเลี้ยงความเครียดจากความไม่สมดุลไม่ได้ และถ้าศีรษะยื่นออกไปด้านหน้า กล้ามเนื้อส่วนหลังของคอลำจากแรงดึงอย่างต่อเนื่องขัดขวางการไหลเวียนของโลหิต (รูปที่ 2.34) ซึ่งบางครั้งเป็นสาเหตุให้เกิดแรงดันโลหิตสูงในส่วนที่เหลือของประสาทและกล้ามเนื้อ



รูปที่ 2.34 (ซ้าย) การนั่งค่อมหลังรบกวนสมดุล เปรียบเทียบรูปแบบไขสันหลังมีสภาวะสมดุล (ขวา)

จุดแรงดันในท่านั่ง : ดรุมมอนและผู้ช่วยพัฒนาเครื่องมือเพื่อทำการวัดการกระจายแรงดันระหว่างท่านั่งที่สมดุลและไม่สมดุล ข้อมูลที่รวบรวมมาแสดงให้เห็นว่าการกระจายแรงดันระหว่างนั่งประมาณ 18% ของน้ำหนักตัวกระจายเหนือแต่ละปุ่มกระดูกอิสเคียม 21% เหนือกระดูกต้นขาแต่ละข้าง และ 5% เหนือกระดูกกระเบนเหน็บ

อุปกรณ์ช่วยพยุงที่ดีที่สุด (Optimal Support): เก้าอี้สำหรับนั่งอ่านจะสะดวกสบายที่สุดถ้ามันเอนไปด้านหลังเล็กน้อยและมีที่เท้าแขนในระดับความสูงข้อศอก พนักพิงควรหนุนที่สะโพก ส่วนโค้งเว้าระดับเอว (lumbar) และไหล่ ด้านบนของเส้นโค้งระดับเอวควรได้รับการพยุงด้วยเส้นโค้งนูนจากพนักพิง ส่วนประกอบเหล่านี้สนับสนุนกล้ามเนื้อส่วนลำตัวที่ผ่อนคลาย อย่างไรก็ตาม เก้าอี้โต๊ะทำงานที่ให้ความสะดวกสบายไม่ได้ต้องการคุณสมบัติที่หลับเอนได้เพราะแอ่งและส่วนโค้งเว้าไม่พอดีกับร่างกายเมื่อเก้าอี้เอนหลัง ถ้าต้องการพิงเอนศีรษะ พักคอ เก้าอี้ควรยื่นออกมาข้างหน้าเล็กน้อยเพื่อพยุงศีรษะและคอให้ตั้งตรง ถ้าที่พิงขาควรวางใกล้ระดับความสูงของที่นั่งรวมถึงเอียงไปข้างหน้าเล็กน้อยเพื่อเสริมสร้างการระบายเลือดและน้ำเหลืองของหลอดเลือดดำที่ขา

(4) ท่าการนอน (Reclining Posture)

ท่านี้อาศัยพลังงานเพียงนิดหน่อย เพราะแรงดึงของแรงโน้มถ่วงส่วนมากถูกเบาเซ หรือฟูกด้านไว้ความเค้นของการไหลเวียนโลหิตมีน้อยเพราะความต้องการพลังงานต่ำและตำแหน่งในแนวนอนช่วยให้เลือดไหลกลับและระบายน้ำเหลือง

หมอน : การยกระดับความสูงของหัว คอและหลังส่วนบนช่วยบรรเทาความแออัดของระบบทางเดินหายใจ หมอนนุ่มช่วยในเรื่องการป้องกันความเย็นของคอและไหล่ในช่วงสภาพอากาศหนาวเย็น เมื่ออยู่ในตำแหน่งด้านข้างหมอนช่วยในการรักษาแนวตั้งของคอ ถ้าหมอนถูกกดลงไปเท่ากับระยะจากคอไปถึงปลายไหล่ อย่างไรก็ตาม ความหนาในระดับนี้ของหมอนที่ใช้กับท่านอนหงายทำให้กล้ามเนื้อคอด้านหลังยืดออก และแรงดึงนี้ช่วยให้กล้ามเนื้อเหล่านี้ผ่อนคลายลงเล็กน้อย ดังนั้นเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมอนที่มีความนุ่มจะยุบตัวลงหรือกระจุกด้านใดด้านหนึ่งได้ดีกว่าหมอนที่เนื้อแน่น

2.5.2.2 อากัปกริยาแบบไดนามิก (Dynamic Postures)

กลศาสตร์ชีวภาพขั้นพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับอากัปกริยาแบบไดนามิกเป็นขั้นตอนแรกสุดในกระบวนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว ระหว่างที่ร่างกายเคลื่อนไหวทั้งตัว กิริยาท่าทางที่เปลี่ยนไปส่งผลกระทบต่อสมดุลทางกล (mechanical equilibrium) ดังนั้นจึงพูดได้ว่าเป็นลักษณะพื้นฐานของการเคลื่อนไหวร่างกาย แล้วผลลัพธ์ที่ได้มาเมื่อร่างกายไม่มีความเสถียรคือ จะเกิดแรงหมุนขึ้น อาจเป็นทั้งตัวหรือส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายที่สูญเสียภาวะสมดุล ซึ่งเป็นได้ทั้งประโยชน์และตัวขัดขวางขึ้นอยู่กับวิธีเอาไปใช้หรือควบคุม การวิเคราะห์ที่มีประสิทธิภาพจะคาดคะเนจากความเข้าใจเรื่องการทำงานของกลศาสตร์ชีวภาพและการควบคุมของระบบประสาทกล้ามเนื้อที่สั่งการแรงสำหรับเคลื่อนไหวในแต่ละกิริยาท่าทาง

คูเปอร์จำแนกการเคลื่อนไหวร่างกายทั้งหมดออกเป็น 3 ระยะ (1) ระยะเคลื่อนไหวเบื้องต้น (2) ระยะกิริยาหลักและ (3) ระยะต่อเนื่อง (Follow through) อย่างไรก็ตาม ระดับขององค์ประกอบแต่ละอย่างมีความหลากหลายตามพฤติกรรม บัจจุบันเหล่านี้พิสูจน์ให้เห็นอย่างชัดเจนในเรื่องการกีฬา

(1) ระยะการเคลื่อนไหวเบื้องต้น

ระดับบางขั้นของการเคลื่อนไหวเตรียมพร้อมขั้นต้นจะมาก่อนการทำงานของกล้ามเนื้อหลักทั้งหมด โดยปกติแล้ว จุดประสงค์ของการเคลื่อนไหวเบื้องต้นคือเพื่อเอาชนะแรงเฉื่อย ควบคุมแนวการเคลื่อนไหว ตั้งทิศทางของแรง บรรลุประโยชน์ทางกลศาสตร์ และเริ่มต้นความเร็วเพื่อให้ได้รับโมเมนตัมที่ต้องการ

การขยับหัวและการก้าวเท้า : กิริยาเบื้องต้นทำหน้าที่เอาชนะแรงเฉื่อย, การเคลื่อนที่เริ่มต้น, และเพื่อวางตำแหน่งร่างกายเพื่อเตรียมพร้อมสำหรับการกระทำหลักที่กำลังมา การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นบ่อยในตำแหน่งของร่างกาย ไม่ว่าจะเป็นักกีฬาหรือไม่ก็ตาม ส่วนศีรษะจะเป็นส่วนแรกที่ขยับก่อน ส่วนการก้าวเท้าจะรับช่วงต่อ ทำหน้าที่สำคัญต่อร่างกายให้ทรงตัวอยู่ได้และเคลื่อนที่ไปตามทิศทางแรงขับเคลื่อน การก้าวเท้าที่ดีช่วยลดการเคลื่อนไหวส่วนเกินทั้งในแนวนอนและแนวตั้ง ดังนั้นการก้าวเท้าสามารถนำมาใช้เพื่อรับโมเมนตัมที่ดีที่สุดที่ทำให้การเดินทางราบรื่นโดยการเดินทางได้อย่างราบรื่นด้วยการเดินเป็ไปเป็มาหรือเดินเอียงน้อยที่สุด

แนวการเคลื่อนที่ : ความสำคัญของแนวการเคลื่อนไหว ดูตัวอย่างง่ายๆ จากการเคลื่อนไหวขั้นต้นของนักกอล์ฟหรือนักเบสบอล ทั้งสองกรณีผู้เล่นขยายการหมุนแขนกลับก่อนตีลูก (backswing) ของพวกเขาตามแรงที่เขาหรือเธอต้องการเพื่อตีลูก เมื่อต้องการตีไปไกลๆ นักกีฬาจะเลื่อนสะโพก หมุนช่วงลำตัว พลิกหัวไหล่ ยกแขนและดึงเอวออกจากแกนเพื่อช่วยให้ไม้ตีโค้งไปข้างหลังศีรษะก่อนการเคลื่อนไหวด้วยกำลังงานตีลูก (กิริยาหลัก) จะเกิดตามมา การกระทำเบื้องต้นเหล่านี้พิจารณาแนวช่วงวงการตีของทั้งนักกอล์ฟและนักเบสบอล ในทางเดียวกันนักกีฬาดำเนินพิชเชอร์กับนักขว้างลูกจะเพิ่มช่วงแนวการเคลื่อนไหวด้วยการขยายการทำงานของแขน, หมุนไหล่, บิดช่วงลำตัว, ยกเท้าด้านตรงข้างขึ้นและเอนไปด้านหลัง ซึ่งขั้นก้าวเท้าไปข้างหน้ากว้างๆ จะกระทำในขั้นกิริยาหลัก บางการกระทำ เวลาไม่เพียงพอที่จะเอื้ออำนวยให้กับการเคลื่อนไหวกว้างๆ ในขั้นเบื้องต้น เช่น การขว้างของแคทเชอร์ไปยังเบสสอง การเล่นเกมที่ต้องใช้ตาข่ายอย่างเทนนิส หรือการกระทำสำหรับตั้งรับอย่างรวดเร็วในตำแหน่งที่การหมุนแขนกลับก่อนตีลูกนั้นสั้นมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวางตำแหน่งของจุดศูนย์ถ่วง : ตำแหน่งที่ใกล้กับจุดศูนย์ถ่วงคือ ฐานรองรับของ มัน ซึ่งมีความเสถียรมาก ด้วยสาเหตุนี้ นักโตะลวดจึงถือไม้คานต่างๆ และถ่วงน้ำหนักไว้ที่ปลายสองข้าง ในทำนองเดียวกัน นักกีฬาถ่วงน้ำหนักจะรักษาการทรงตัวหลังขว้างลูกตุ้มไปแล้วด้วยการนั่งยองๆ และสำหรับนักโตะคลื่น การรอกเข้า โนม์ศีรษะไปข้างหน้าและลดมือทั้งสองลงต่ำเป็นวิธีการรักษาการ ทรงตัวด้วยการคงจุดศูนย์ถ่วงไว้ในระดับต่ำ เป็นต้น

กำลังงัด(Leverage) : การเคลื่อนไหวช่วงเตรียมตัวสามารถใช้ส่วนต่างๆ ของ ร่างกายเพื่อให้ได้ข้อได้เปรียบเชิงกลที่ดีที่สุด พบเห็นตัวอย่างได้จากในเทคนิคทางการกีฬา เป็นการ ง่ายที่จะดันหรือดึงเมื่อร่างกายเอนเอียงไปข้างหน้าไม่ได้อยู่ในท่าตั้งตัวตรง ซึ่งการเอียงไปข้างหน้าทำ ให้เกิดการกระจายน้ำหนักและแรงงัดไปที่แขนกับจุดศูนย์ถ่วง อย่างนักโตะบาร์หรือนักกายกรรมจะ กำหวั่งให้แขนสนิทกับฝ่ามือมากกว่านิ้วเพื่อลดระยะแขนคาน (แรงต้าน) ลงประมาณ 3 นิ้ว ทั้ง ระหว่างว่ายน้ำหรือตอนตำแหน่งเซนต์อร์ในกีฬาบาสเกตบอลกระโดด นักกีฬาแก้มศีรษะลง งอสะโพก เข้าและข้อเท้าไปที่มุมด้านขวาซึ่งนั่นเป็นตำแหน่งที่เอื้อประโยชน์ในเชิงกลมากที่สุดสำหรับข้อต่อที่ เหยียดออก ในท่าขว้าง หากวางข้อศอกเตรียมไว้ที่มุมขวาจะเอื้อประโยชน์เชิงกลที่ดีที่สุดให้กับ กล้ามเนื้อไตรเซ็ปกับ กล้ามเนื้อแอนโคเนียสสำหรับการเหยียดตรงของข้อศอก

การปรับเสถียร (Stabilization) ถ้าปล่อยลำตัวไปตามสบายระหว่างที่ออกกำลัง แขนขา แรงบางส่วนจะเบนออกเพื่อรักษาเสถียรของช่วงลำตัว เป็นเหตุผลว่าทำไมถึงต้องใช้ความ พยายามในการกระโดด ยกของ ผลัก ดึงและขว้าง ถ้ากลั้นหายใจและกล้ามเนื้อท้องถูกจำกัดการ เคลื่อนไหวช่วงกิริยาหลัก

โมเมนตัม (Momentum) : กิจกรรมหลากหลายประเภทจะประสบผลหรือมี ประสิทธิภาพได้เมื่อเพิ่มแรงโมเมนตัมเข้าไป อย่างเช่น นักตีเบสบอลใช้แรงโมเมนตัมของไม้ตีเพียง พอที่จะเอาชนะแรงเฉื่อย ทำนองเดียวกับนักขว้างบอล เพิ่มแรงโมเมนตัมเข้ากับแรงขว้าง นักว่ายน้ำ ต้องการแรงเพิ่มที่แขนทั้งสองข้างเพื่อเคลื่อนไปด้านหน้าหรือด้านหลังได้เร็วๆ

(2) ระยะเวลาการกระทำหลัก (Main Actions)

ปริมาตรร่างกาย : เป็นได้ทั้งประโยชน์และโทษ ปริมาตรของกล้ามเนื้อโดยเฉพาะ บริเวณที่มีการออกกำลังเป็นประจำ อย่างพวกกีฬาที่ให้ทั้งแรงเฉื่อยและป้องกันกระตุกกับข้อต่อ ส่วน น้ำหนักร่างกายจะสำคัญไม่สำคัญขึ้นอยู่กับสถานการณ์ ถ้าเป็นการพายหรือว่ายน้ำจะมีความสำคัญ เพราะน้ำหนักจะถูกพุงไว้ และเนื่องจากมีแรงดึงจากแรงโน้มถ่วง คนที่มีน้ำหนักตัวหรือปริมาตร ร่างกายที่หนักมีแต่จะเป็นผลเสียขณะวิ่ง ทำให้ต้องใช้แรงในการก้าวแต่ละก้าวเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ยังมี ข้อเสียอื่นอีกว่าการเจริญเติบโตที่มากเกินไปเพิ่มปริมาตรของร่างกาย พลอยทำให้เกิดแรงต้านทาน การเคลื่อนไหวเพิ่มขึ้น ก่อให้เกิดปัญหาจากความเข้ากันทางกายภาพและมวลร่างกายที่ต้อง เคลื่อนย้ายเพิ่มขึ้น ดังนั้นเพื่อหลีกเลี่ยงการสะสมมวลในส่วนที่ไม่ถูกจุดของร่างกาย การฝึกกล้ามเนื้อ ควรเฉพาะเจาะจงที่ที่ต้องการเท่านั้น การเติบโตของกล้ามเนื้อที่มากเกินไปอาจจะก่อให้เกิดผลเสียต่อ ศักยภาพการทำงานในสถานการณ์ที่ต้องอาศัยความอดทน

ฐานรองรับ (Base of Support) : ยังมีฐานรองรับขนาดใหญ่ (ขนาดเท้าใหญ่หรือ ฐานยืนกว้าง) ก็ยิ่งทนทานต่อแรงกระทบทำให้ไม่ล้มง่ายๆ ดังนั้นนักมวยถึงได้ยืนโดยแยกเท้าออกใน ทิศทางการชกที่ยากจะน็อคเอาท์ ที่ทำอย่างนั้นเพราะจุดศูนย์ถ่วงสามารถกำหนดได้ในมุมโค้งกว้าง บริเวณฐานตรงกลางก่อนจะตกตั้งฉากนอกฐานรองรับ เมื่อกางขากว้าง มุมสำหรับยืนสูงสุดก็จะยิ่ง กว้างขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมดุล (Balance) : เป็นคุณลักษณะจำเป็น ไม่ว่าเมื่อไหร่ที่ฐานรองรับถูกลดขนาดลง ก็ต้องยังรักษาตำแหน่งร่างกายเอาไว้ได้ ทั้งการเดิน, การวิ่ง, การโค้งงอ, การขว้างปาและกีฬาที่ต้องมีการปะทะกัน ทั้งหมดต้องเสียสมดุลและจำเป็นฟื้นฟูสมดุลกลับมา ร่างกายของคนเรามีความพยายามต่อการรักษาท่าทางตั้งตัวตรงกับตำแหน่งของศีรษะ ซึ่งอยู่ในขอบเขตการมองเห็นกับเส้นขอบฟ้า และเป็นเส้นตรง ระหว่างการเคลื่อนที่ทางตรง รักษาสมดุลได้ถ้าแค่แรงกระทำในทิศทางอื่นๆ เท่ากัน ถ้าหากสมดุลในทิศทางกระทำหายไประหว่างเคลื่อนไหว ความแม่นยำก็จะลดลง เมื่อสมดุลหนึ่งเสียไป แรงกับทิศทางก็จะถูกรบกวน การทำงานประสานกันของระบบกล้ามเนื้อกับประสาทและความเร็วถูกยับยั้งด้วยแรงดึงรั้งทั้งความคล่องตัวก็ลดลงด้วย เป็นการยากที่จะขาดสมดุลตั้งแต่การเคลื่อนไหวขั้นเตรียมพร้อมแล้วมาแก้ไขที่ระยะกิริยาหลัก เว้นเพียงแต่บุคคลนั้นจะฝึกฝนมามากพอที่จะเปลี่ยนแปลงอย่างฉับพลันได้

การส่งมอบผลกระทบ (Delivering Impact) : ไม่ว่าจะเป็แรงกระทำที่ถูกส่งมาหรือได้รับมา แรงของมันก็ต้องสอดคล้องกับความเร็วสัมพันธ์และมวลของร่างกายที่ชน ดังนั้นสะโพกเป็นส่วนที่สร้างแรงกระทำได้มากกว่าข้อศอกเพราะลำต้นมีมวลมากกว่า เมื่อโดนกระแทกด้วยศอกหรือเข้าจึงได้รับบาดเจ็บหนักเบาต่างกัน ผลรวมของแรงสามารถนำมาใช้ได้ (เช่น ในการแข่งมวย) เพื่อเพิ่มแรงกระทำโดยการเพิ่มในการโจมตีครั้งที่สองในตำแหน่งเดียวกับที่โจมตีครั้งแรก ซึ่งจะส่งแรงกระทำมากกว่าชกพร้อมกันหรือแยกไปตำแหน่งอื่น

2.5.2.3 การเดินลงน้ำหนักแล้วเจ็บ

ความเจ็บปวดตรงกลางและด้านข้างของไขสันหลัง : เมื่อความเจ็บปวดอยู่ที่เส้นกึ่งกลางไขสันหลัง รูปแบบการเดินถูกป้องกัน ทำให้สมมาตร ชะลอด้วยการก้าวสั้นๆ และยับยั้งการหมุนช่วงลำตัวและการเอียงเชิงกราน ถ้าปัจจุบันภาวะกล้ามเนื้อข้างกระดูกสันหลังทางด้านหลังหดตัว (Paraspinal muscle spasm) คนไข้จะมีแนวโน้มเอนตัวไปด้านหลังตลอดช่วงการเดินเพื่อชดเชย อย่างไรก็ตาม ถ้าการระคายเคืองตั้งอยู่บริเวณด้านหลังของแนวไขสันหลัง (เช่น ข้อฟาเซ็ท จุดระหว่างพินบนกับพินล่างมีรอยสึกที่รับกันพอเหมาะ) ผู้ป่วยมีแนวโน้มเอนตัวไปด้านหน้าตลอดการเดินเพื่อให้ได้รับการบรรเทาโดยการลดน้ำหนักในพื้นที่ที่ไวต่อความรู้สึก การเดินด้วยปลายเท้าเหมือนกับการเดินบนไข่ มักเห็นได้ในกรณีของความผิดปกติทางโครงสร้างช่วงเอวหรือช่วงคอเพื่อลดการสะเทือนเพื่อหลีกเลี่ยงการสะเทือนข้อต่อบางส่วนที่ไวต่อความรู้สึก ตอนสั้นเท้าลงพื้นมักถูกจำกัดและความยาวของการก้าวเท้าสั้นลงโดยลดเฟสการแกว่ง

ความเจ็บปวดที่ไขสันหลังด้านเดียว : การเดินในสภาพก้มโดยมีมือข้างหนึ่งซัพพอร์ตหลัง เป็นสัญลักษณ์ที่พบเห็นได้บ่อยครั้งในสภาวะที่หลังระดับเอวเสียหายหรือผิดปกติ การระคายเคืองระดับอ่อนหรือระดับปานกลางระหว่างยีนและแกว่ง ลำตัวมักเอนไปข้างหน้าด้านที่ได้รับผลกระทบเพื่อชดเชยกล้ามเนื้อหดเกร็ง อย่างไรก็ตามในการวินิจฉัยความผิดปกติทางโครงสร้างของหมอนรองกระดูกหรือหลังคด การเอนตัวมักเอนออกห่างจากด้านที่ระคายเคืองเพื่อลดแรงดัน

เจ็บสะโพก : ขณะข้อต่อสะโพกของปลายสุดด้านหนึ่งอยู่ในเฟสท่ายืนและทำหน้าที่เสมือนจุดหมุนสำหรับการหมุน สะโพกอื่นๆ ในเฟสการแกว่งจะหมุนประมาณ 40 องศาไปข้างหน้า การหมุนสะโพกปกตินี้ไม่เห็นในผู้ป่วยสะโพกแข็งหรือบาดเจ็บ เมื่อสะโพกบาดเจ็บ การเดินจะไม่สมมาตร ฐานถูกทำให้กว้างระหว่างกวดแกว่ง เฟสท่ายืนถูกลดในด้านที่ได้รับผลกระทบและใช้งานด้านที่ไม่ได้รับผลกระทบนานขึ้น ลำตัวโยกไปด้านหน้าระหว่างยีนเพื่อชดเชยจุดศูนย์กลางมวลและสะโพกที่ได้รับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลกระทบถูกยกขึ้นซึ่งขาจะกวาดพื้น สะโพกที่ได้รับผลกระทบอาจซ่อมแซมได้ด้วยการงอ, กางขาออก และหมุนไปด้านข้างเพื่อลดแรงดึงข้อต่อ [25]

2.6 Back supports and braces

2.6.1 Spinomed [37]

เป็นสินค้าประเภทกายอุปกรณ์สำหรับหลัง(Back orthosis) สำหรับการยืดขยายกระดูกสันหลังที่มีภาวะเป็นโรคกระดูกพรุนและเสริมสร้างความแข็งแรงกล้ามเนื้อแกนกลาง

โรคกระดูกพรุนมักเกิดขึ้นเมื่ออายุมากขึ้น มวลกระดูกจะลดน้อยลงในกรณีที่เกิดกับกระดูกสันหลังจะส่งผลให้ร่างกายมีรูปร่างที่ผิดปกติไปตามน้ำหนักของร่างกายและรวมถึงการยุบตัวของกระดูกสันหลัง รูปร่างที่เปลี่ยนไปคือส่วนโค้งของหลังส่วนบนโค้งต่ำลงมากเกินไป หรือที่เรียกว่าหลังคร่อม



รูปที่ 2.35 การยุบตัวของกระดูกสันหลัง

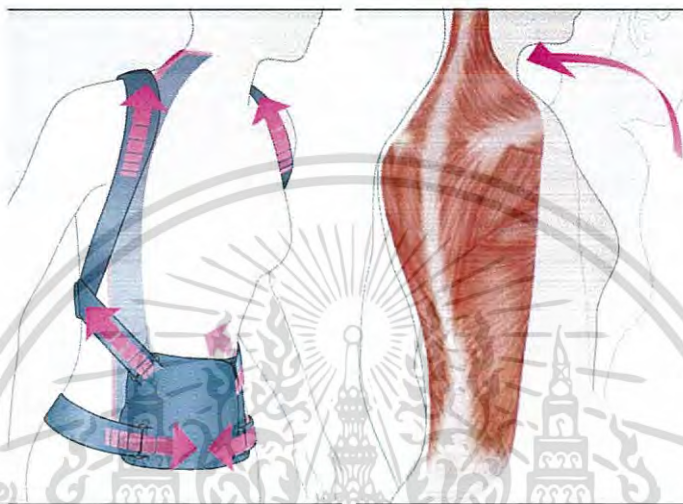


รูปที่ 2.36 รูปแบบพัฒนาการของภาวะกระดูกพรุน

(1) หลักการทำงานของเครื่อง Spinomed

กายอุปกรณ์เครื่องนี้ทำงานบนหลักการเดียวกันคือ การตอบสนองทางชีวภาพ เมื่อสวมใส่ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

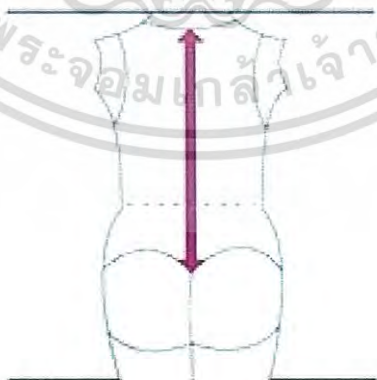
อุปกรณ์ กล้ามเนื้อหลังจะถูกใช้งานหรือถูกทำให้ทำงาน เป็นผลให้ร่างกายส่วนบนของคุณถูกดึงให้ตรงอย่างนุ่มนวล ด้านการงอของไขสันหลังที่จะเกิดขึ้นเมื่อเป็นโรคภาวะกระดูกพรุนโดยใช้แผ่นตามหลังซึ่งทำจากวัสดุที่มีความยืดหยุ่นกับสายคาดที่ก่อให้เกิดแรงดึงบนพื้นที่เชิงกรานและไหล่ได้อย่างชัดเจน อุปกรณ์นี้ช่วยกระตุ้นกล้ามเนื้อร่างกาย เมื่อผู้ใช้อยู่ในท่าทางที่ไม่เหมาะสมอย่างหลังคร่อม จะเกิดแรงกดเบาๆผ่านสายรัดช่วยเตือนให้ผู้ใช้บังคับตัวเองให้อยู่ในท่าที่ถูกต้อง



รูปที่ 2.37 การทำงานของ SpinoMed

(2) ตำแหน่งการสวมใส่ที่ถูกต้อง

ตอนสวมใส่ทำเหมือนตอนสะพายกระเป๋าเป้ ตำแหน่งที่ถูกต้องคือแผ่นด้านหลังต้องอยู่ตรงกับตำแหน่งของไขสันหลัง และขอบด้านหลังของสายคาดต้องอยู่ในระดับเดียวกับรอยแยกก้น การกำหนดความยาวของแผ่นด้านหลังวัดตั้งแต่ต้นคอถึงรอยแยกก้น



รูปที่ 2.38 ความยาวของแผ่นตามหลัง

(3) ประโยชน์และคุณสมบัติ

- ระบบของสายคาดและการช่วยซัพพอร์ตหลังทำให้เกิดการกระตุ้นด้วยการทำให้เกิดการ

ตอบสนองทางชีวภาพ กล้ามเนื้อลำตัวถูกดึงให้ตรงอย่างนุ่มนวลและส่วนที่โค้งเพราะโรคภาวะกระดูก

เอกสาร์นิเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พรมจะถูกยึดออก หายใจสะดวก

- เพิ่มความคล่องตัวโดยการเสริมสร้างความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ
- ลดความเจ็บปวด
- สวมใส่สบายด้วยการออกแบบรูปแบบสายคาดตามหลักสรีรศาสตร์
- มีความพอดีกับร่างกายด้วย silicone dots และปรับเปลี่ยนตามสรีระร่างกายผู้ใช้ได้

อย่างเฉพาะเจาะจงจากการใช้แผ่นตามอลูมิเนียมที่ถูกปรับแต่งให้เข้ากับรูปร่างของไขสันหลังผู้ใช้ด้วยเทคนิคทางออร์โธปิดิกส์

(4) ส่วนประกอบของวัสดุ

Aluminum, Polyester, Elastane, Elastomer

(5) ระยะเวลาสวมใส่

ในช่วงเริ่มต้นสวมใส่ประมาณ 30 นาทีแล้วจึงเพิ่มเวลาการใส่ขึ้นเพื่อให้เกิดการกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อเรื่อยๆอย่างต่อเนื่อง ส่วนเพิ่มเท่าไรนั้นขึ้นอยู่กับสภาพร่างกายตอนที่สวมใส่



รูปที่ 2.39 ส่วนประกอบต่างๆ ของเครื่อง Spinomed

2.6.2 Lumbamed facet[38]



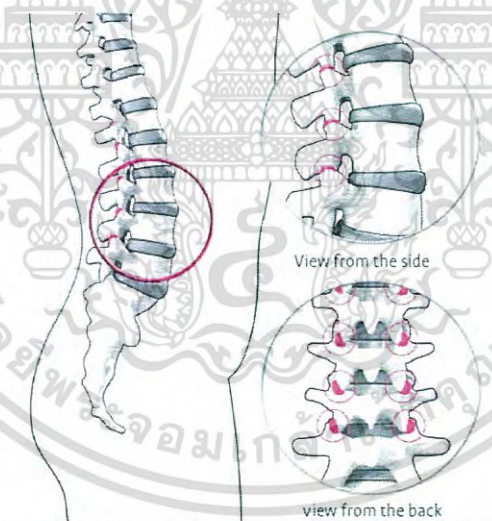
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.40 เครื่อง Lumbamed® facet

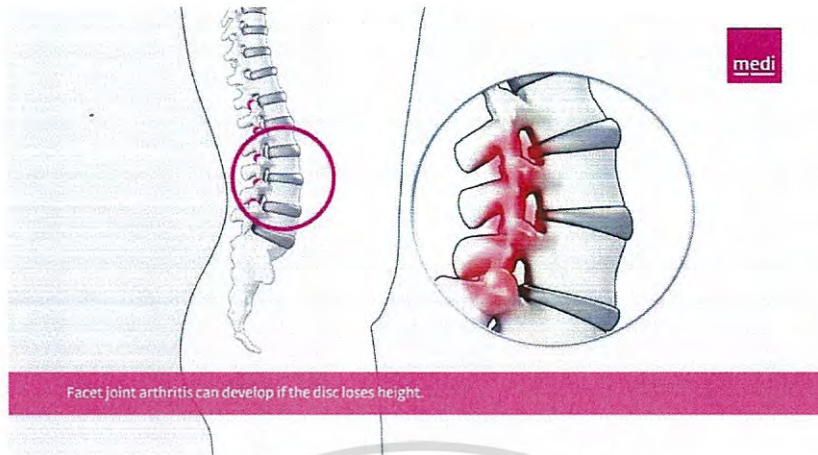
เป็นเครื่องช่วยพยุงหลังส่วนเอวโรคข้อฟาเซตอักเสบ (facet joint osteoarthritis) และรักษาปัญหาของกระดูกสันหลัง

ถ้าหมอนรองกระดูกแคบลงหรือแอ่นหลังมากเกินไปจะทำให้ความดันที่ข้อต่อฟาเซตเพิ่มขึ้น ความเสี่ยงต่อการถลอกของกระดูกอ่อนก็ยิ่งเพิ่มขึ้น ความสูงของหมอนรองกระดูกภายหลังการเปลี่ยนแปลงมีผลต่อรูปร่าง S ของกระดูกสันหลังด้วย ถ้ามีรูปร่างเป็นตัวเอสมากจะทำให้กระดูกเชิงกรานเอียงไปข้างหลังและมีอาการปวดหลังเรื้อรังเกิดขึ้น



รูปที่ 2.41 ข้อต่อฟาเซตสภาพสมบูรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

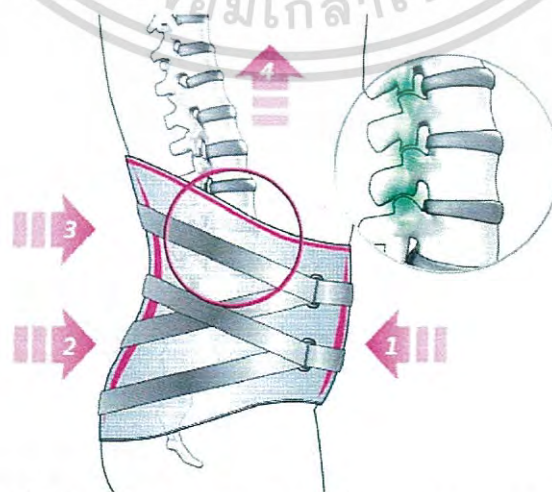


รูปที่ 2.42 ข้อต่อฟาเซ็ทสภาพถูกบีบอัด



รูปที่ 2.43 ไส้หลังมีรูปร่างเป็นตัวเอสมาก ส่งผลให้กระดูกเชิงกรานแอนไปข้างหลัง

(1) หลักการทำงานของเครื่อง Lumbamed® facet



รูปที่ 2.44 หลักการทำงานของเครื่อง Lumbamed facet

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเลข 1. แผ่นหน้าท้อง(The abdominal panel) และระบบสายรัดสามจุดแบบคำ สร้างแรงดันภายในหน้าท้องรอบๆ ลำตัว

หมายเลข 2. สายรัดคู่ที่ต่ำกว่าล้อมรอบกระดูกเชิงกรานและข้อต่อด้านหลังของกระดูกเชิงกราน (Sacroiliac Joint) และยึดกระดูกเชิงกราน

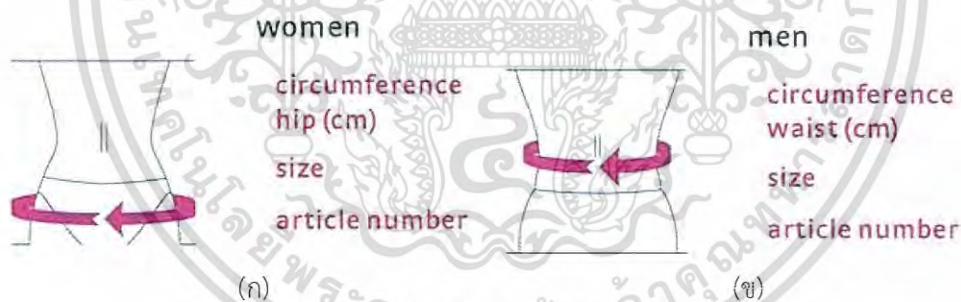
หมายเลข 3. สายรัดด้านบนซัพพอร์ตโดยทำให้ภาวะแอ่นหลังกลายเป็นราบเรียบอย่างมีประสิทธิภาพ เพื่อยึดขยายไขสันหลัง รอยต่อระหว่างกระดูกสันหลังระดับเอวกับกระดูกเชิงกราน ด้านหลังและกระดูกสันหลังส่วนเอวทั้งหมดถูกทำให้อยู่ในสภาพเสถียร

หมายเลข 4. ผลลัพธ์คือ บรรเทาเฉพาะข้อต่อฟาเซตและลดความเจ็บปวดลง

อุปกรณ์เครื่องนี้ใช้การทำงานผสานกันสามอย่างของส่วนประกอบต่างๆ ของตัวเครื่อง ได้แก่ การบีบอัดของผ้าถัก, การรักษาความเสถียรด้วยแกนพยางค์ด้านหลัง(back rods)และระบบดึงรัด ซึ่งเพิ่มแรงดัน การบีบรัดหน้าท้องและการพยุงกล้ามเนื้อช่วงลำตัวช่วยลดความเครียดที่เกิดขึ้นและช่วยบรรเทาอาการปวด สายคาดรัดไขว้กันสี่แห่งสร้างระบบสามจุดแบบคูลิโนในส่วนที่เป็นจุดด้านหลังของการใช้งานบนกระดูกเชิงกรานและบริเวณส่วนบนของกระดูกสันหลังส่วนเอว ระบบการจัดการแรงดันแบบสามจุดช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการลดการเกิดรูปแบบภาวะหลังแอ่น

(2) ตำแหน่งการสวมใส่ที่ถูกต้อง

คือ เมื่อขอบใต้ตัวยึดอยู่ในตำแหน่งที่อยู่เหนือกว่ากระดูกหัวเหน่า ขนาดวัดได้ด้วยการวัดรอบสะโพกกรณีผู้หญิง และวัดรอบเอวกรณีผู้ใช้เป็นผู้ชาย



รูปที่ 2.45 การวัด(ก)กรณีผู้หญิง และ(ข)กรณีผู้ใช้เป็นผู้ชาย

(3) ประโยชน์และคุณสมบัติ

- พื้นฟูข้อต่อฟาเซตโดยลดผลกระทบจากภาวะหลังแอ่น (lordosis) ดึงยึดข้อฟาเซตออกจากกัน

- ควบคุมความดันภายในช่องท้องอย่างแม่นยำด้วยระบบสายคู่ 3 จุด ช่วยเพิ่มความดันในการไหลเวียนโลหิตรอบ ๆ ช่องท้องได้อย่างอิสระและไม่มีที่สิ้นสุดโดยไม่ต้องใช้พลังงานใด ๆ เพิ่มความมั่นคงให้กระดูกสันหลังส่วนเอวและรอยต่อระหว่างกระดูกสันหลังส่วนเอวกับกระดูกเชิงกราน

- ประคองกระดูกเชิงกรานให้อยู่ในแนวตรง

- ปรับพื้นที่กระดูกสันหลังส่วนเอวและการเลื่อนของกระดูกสันหลังส่วนเอวและกระเบนเหน็บให้เสถียร

- การออกแบบตามหลักสรีรศาสตร์ ช่วยให้จัดตำแหน่งของสายรัดและสายถัก(โดยเฉพาะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สายอันล่าง) รอบกระดูกเชิงกรานและข้อต่อด้านหลังของกระดูกเชิงกรานอย่างเหมาะสมที่สุด

- Practical hand loops ทำให้การสวมใส่ง่ายขึ้น.

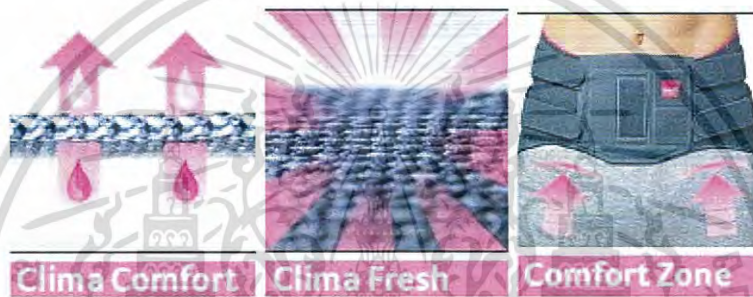
- ระบบยืดที่นุ่มเป็นพิเศษ หรือรูปร่างตัวเองให้เข้ากับรูปแบบช่องท้องทุกรูปแบบ

ขอบเรียบเพื่อให้หนังสะดวกสบายยิ่งขึ้น

- Clima Comfort การทำงานของผ้าถักช่วยให้แน่ใจว่าภูมิอากาศจุลภาค (Microclimate) ของผิวหนังมีความเสถียร ความชื้นจะถูกถ่ายเทอย่างรวดเร็วจากผิวหนังด้านนอก ระบายจากผิวหนังด้านนอก ในขณะที่เดียวกันวัสดุนี้ยังเป็นโครงสร้างที่หายใจได้ มีความสำคัญต่อการจ่ายออกซิเจน

- Clima Fresh ยับยั้งแบคทีเรีย

- Comfort Zone การตัดพื้นที่ตรงขาหนีบออก ทำให้แน่ใจว่าส่วนใส่ได้พอดี สบายและเหมาะสมเพียงพอ



รูปที่ 2.46 คุณสมบัติของอุปกรณ์

(4) ส่วนประกอบของวัสดุ

Polyamide, Polyester, Elastane

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

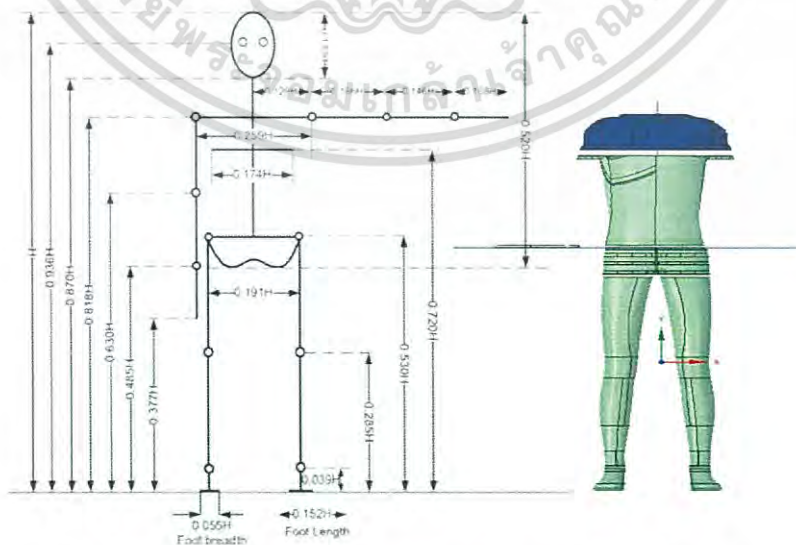
3.1 สัดส่วนของแบบจำลอง

3.1.1 ส่วนสูงของร่างกายแบบจำลอง

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มุ่งเป้าหมายไปที่ผู้หญิงวัยทำงานที่มีน้ำหนัก 58 กิโลกรัมและส่วนสูง 168 เซนติเมตร ซึ่งอ้างอิงจากข้อมูลผลสำรวจรูปร่างทั่วประเทศโครงการ SizeThailand[26] กล่าวว่าเฉลี่ยรูปร่างผู้หญิงไทยอยู่ที่น้ำหนัก 57.4 กิโลกรัม ส่วนสูง 157 เซนติเมตร โดยช่วงน้ำหนักและส่วนที่เลือกมาใช้ในงานวิจัยนี้จัดว่ามีรูปร่างปกติ ประมาณร้อยละ 42.3 ของผู้หญิงไทยมีรูปร่างเช่นนี้ สำหรับการกำหนดขนาดส่วนสูงของแบบจำลองมนุษย์ใช้ฟังก์ชันของส่วนสูงจากหลักการวัดร่างกายมนุษย์ตามหลักวิทยาศาสตร์ (Anthropometry) ที่ถูกกำหนดโดย Ghasem Karimi and Omid Jahanian [4] ตามรูป 2.2 กำหนด $H=162$ cm สร้างโมเดลสามมิติแยกในแต่ละส่วนตาม que แสดงในรูปที่ 3.1 สำหรับงานวิจัยเลือกใช้เฉพาะส่วนของลำตัวตั้งแต่ส่วนเหนือก้นกบขึ้นมาจนถึงศีรษะใช้สมการ

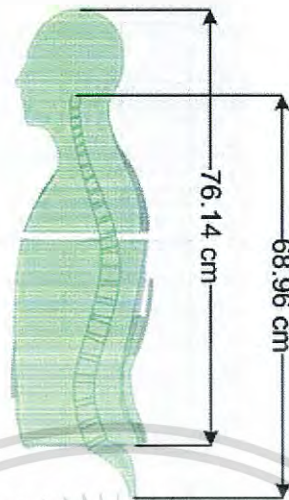
$$H - 0.530H \tag{3.1}$$

เมื่อแทนค่าส่วนสูงของผู้หญิงที่สนใจลงไป ในสมการ จะได้ค่าส่วนสูงของลำตัวและศีรษะเท่ากับ 76.14 cm หรือ 761.4 mm รอบเอวและรอบอกตั้งต้นกำหนดไว้เท่ากับ 84.03 เซนติเมตรและ 91.8 เซนติเมตรจากโครงการ SizeThailand[26] แล้วทำการปรับเปลี่ยนให้เข้ากับส่วนโค้งของหลังที่วัดมาจากบุคคลอ้างอิงโดยหาขนาดจุดชนิดไม้คั้นตัวที่ตำแหน่งไขสันหลังแล้วนำมาวัดลงบนกระดาษ และแบบจำลองของไขสันหลังความยาว 68.96 cm หรือ 689.6 mm ซึ่งได้มาจากการปรับขนาดให้เข้ากับแบบจำลองร่างกาย ตามหลักการทางกายวิภาคตำแหน่งของกระดูกส่วนคอชั้นแรกและสองอยู่ตรงกับตำแหน่งปากในภาคตัดขวาง ตามที่แสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.1 แบบจำลองแต่ละส่วนตามความยาวโดยฟังก์ชันของความสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 ส่วนสูงของลำตัวกับศีรษะและไขสันหลัง



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.3 (ก) แบบจำลองส่วนศีรษะ[28] (ข) แบบจำลองส่วนลำตัว



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.4 (ก) แบบจำลองของไขสันหลังตามศรีริวิทยา[29] (ข) แบบจำลองไขสันหลังแบบหยาบ

แบบจำลองกระดูกสันหลังอ้างอิงขนาดทั้งความยาว ความหนาและส่วนโค้งตามแบบจำลองสามมิติ stl. ตามที่แสดงในรูปที่ 3.4(ก) ก่อนดำเนินการตามที่กล่าวมาในเบื้องต้น ทั้งนี้เนื่องจากเครื่องมือที่ใช้ทำการจำลองเหตุการณ์ไม่สามารถรองรับขนาดไฟล์จำลองที่มีความละเอียดซับซ้อนเท่าเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบจำลองในรูปที่ 3.4(ก) ได้จึงสร้างอีกแบบที่ลดความละเอียดลงดังรูปที่ 3.4(ข)

3.1.2 มวลน้ำหนักอ้างอิง

อ้างอิงจากสมการ 2.1 จากกระบวนการความคิดของ Zatsiorskji และ Selujanov คำนวณมวลน้ำหนักในแต่ละสัดส่วนของร่างกาย[6] ใช้ความสูงและน้ำหนักรวมทั้งหมดของร่างกายเป็นตัวแปรหลัก โดยกำหนดส่วนสูงสมมติเท่ากับ 162 cm และมีน้ำหนัก 58 kg ดังตารางที่ 3.1

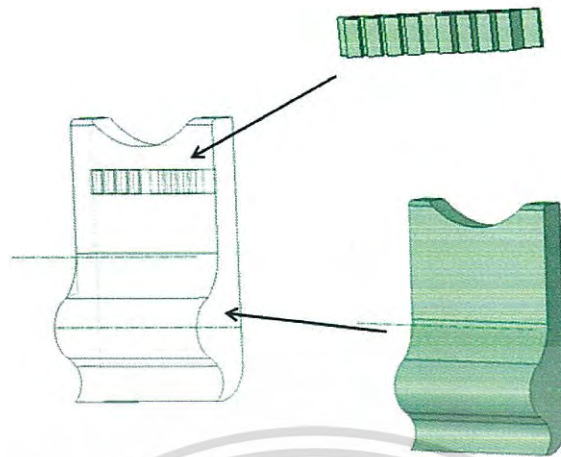
ตารางที่ 3.1 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย[6]

ชื่อสัดส่วน	B ₀ [kg]	B ₁	B ₂ [kg/cm]	น้ำหนัก[kg]
Head+neck	1.296	0.0171	0.0143	4.6044
Hand	-0.1165	0.0036	0.00175	0.3758
Forearm	0.3185	0.01445	-0.00114	0.97192
Upperarm	0.25	0.03012	-0.0027	1.55956
Leg	-0.829	0.0077	0.0073	0.8558
Shank	-1.592	0.03616	0.0121	2.46548
Thigh	-2.649	0.1463	0.0137	8.0558
Trunk				25.04512
Upper part of the trunk	8.2144	0.1862	-0.0584	9.5532
Middle part of the trunk	7.181	0.2234	-0.0663	9.3976
Lower part of the trunk	-7.498	0.0976	0.04896	2.90728
Arm total				2.90728
Leg total				11.32148
Total				58.10704

ค่าเหล่านี้จะนำไปใช้ในการคำนวณเพื่อกำหนดแรงดันและแรงกดที่ใส่ในการจำลองเหตุการณ์ท่าสะพานกระเปาะหนัก 15 กิโลกรัม ซึ่งจะกล่าวในหัวข้อ Analysis set up

3.1.3 สัดส่วนความยาวของแบบจำลองอุปกรณ์พยางหลัง

อ้างอิงจากงานวิจัยครั้งก่อน[27] ประกอบด้วยแบบของส่วนพยางหลังสองแบบตามที่แสดงในรูป 3.5 และรูปที่ 3.6 ซึ่งในแบบที่สองกำหนดส่วนโค้งจากส่วนโค้งของไขสันหลังที่ทาบวัดจากบุคคลอ้างอิงดังที่แสดงในรูปที่ 3.7 แล้วนำแบบที่ได้มาใส่โปรแกรม SpaceClaim ซึ่งเป็นหนึ่งในฟังก์ชันการทำงาน of โปรแกรมจำลอง ANSYS เพื่อสร้างแบบจำลองสามมิติขึ้นมา

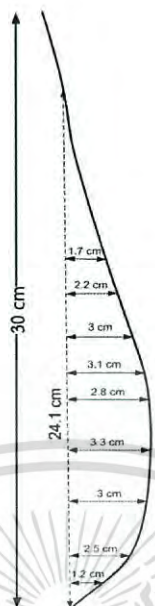


รูปที่ 3.5 แบบของส่วนพุงหลังแบบที่แรกในโปรแกรม SpaceClaim[27]



รูปที่ 3.6 (ก) แบบร่างของส่วนพุงหลังแบบที่สอง (ข) แบบของส่วนพุงหลังแบบที่สองในโปรแกรม SpaceClaim[27]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 แบบร่างของเบาะที่สองกับส่วนโค้งของหลังที่วัดจากบุคคลอ้างอิง[27]

นำแบบของส่วนพยุงหลังส่วนที่สองมาเป็นส่วนแกนพยุงหลังของอุปกรณ์พยุงหลังหรือเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (LUMBOSACRAL ORTHOTIC) สำหรับงานวิจัยนี้ นอกจากนี้ได้ทำการเพิ่มส่วนประกอบอื่นๆ ของเครื่องเข้าไปจนครบสมบูรณ์ ทั้งหมดประกอบด้วย 4 ส่วน ได้แก่ (1) แกนในจำลองด้วยวัสดุพลาสติก ABS (2) เปลือกหุ้มจากวัสดุผ้า cotton ผสม polyester ในอัตราส่วน 80/20 (3) แกนพยุงหลังจากวัสดุอลูมิเนียมอัลลอยด์ (4) เบาะหนุนหลังจำลองด้วยวัสดุโฟม EVA (5) ตัวเชื่อมจากวัสดุซิลิโคน

3.1.3.1 แกนใน แบ่งได้เป็นแกนด้านหน้า ด้านข้างและด้านหลัง

(1) แกนในด้านหลัง

- ความยาว 20.2 เซนติเมตร
- ความกว้าง 16 เซนติเมตร
- ความยาวด้านใน (ช่องสำหรับสอดโฟม) 10.7 เซนติเมตร
- ความกว้างด้านใน (ช่องสำหรับสอดโฟม) 9.4 เซนติเมตร
- ความหนา 0.5 เซนติเมตร

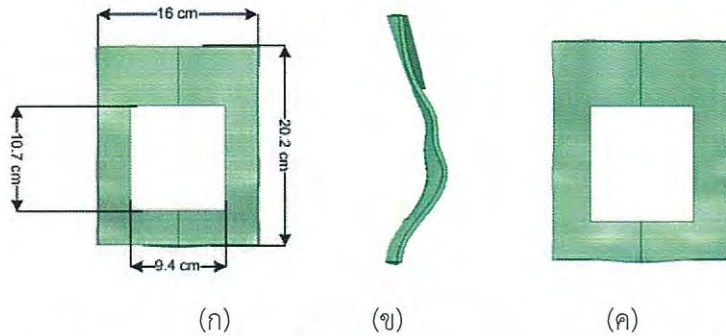
(2) แกนในด้านหน้า

- ความยาว(ด้านยาว) 20 เซนติเมตร
- ความยาว(ด้านสั้น) 11.5 เซนติเมตร
- ความกว้าง 1.79 เซนติเมตร
- ความหนา 0.5 เซนติเมตร

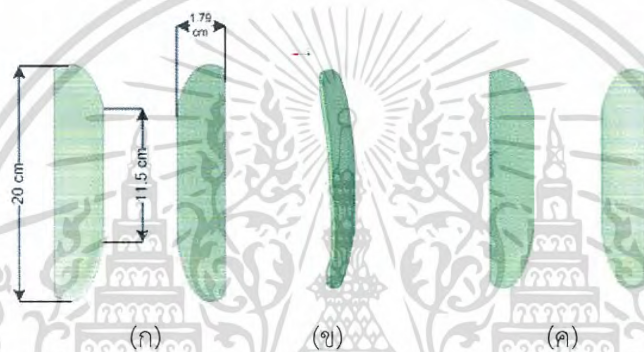
(3) แกนในด้านข้าง

- ความยาว 20 เซนติเมตร
- ความกว้าง 10.7 เซนติเมตร
- ความหนา 0.5 เซนติเมตร

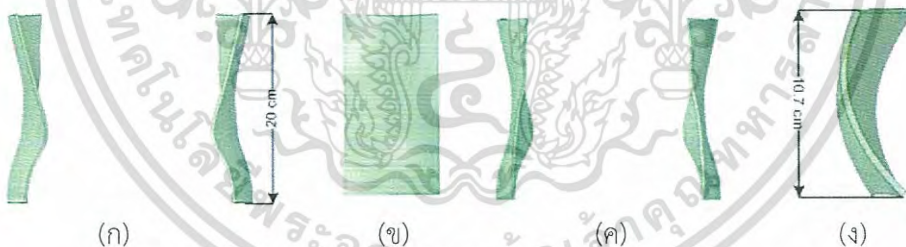
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.8 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง



รูปที่ 3.9 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง



รูปที่ 3.10 แกนด้านข้าง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง (ง) ด้านบน

3.1.3.2 เปลือกหุ้ม แบ่งได้เป็นแกนด้านหน้า ด้านข้างและด้านหลังเช่นเดียวกับแกน

ใน

(1) เปลือกหุ้มด้านหลัง

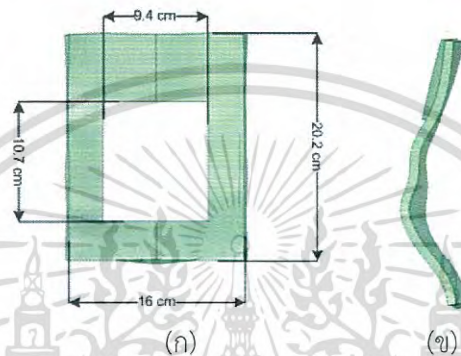
- ความยาว 20.2 เซนติเมตร
- ความกว้าง 16 เซนติเมตร
- ความยาวด้านใน (ช่องสำหรับสอดโฟม) 10.7 เซนติเมตร
- ความกว้างด้านใน (ช่องสำหรับสอดโฟม) 9.4 เซนติเมตร
- ความหนา 0.7 เซนติเมตร

(2) เปลือกหุ้มด้านหน้า

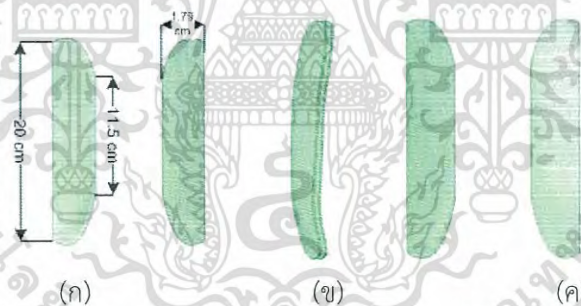
- ความยาว(ด้านยาว) 20 เซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

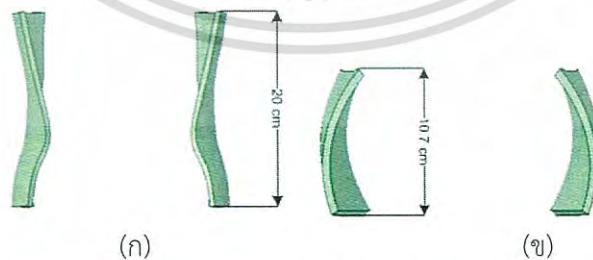
- ความยาว(ด้านสั้น) 11.5 เซนติเมตร
 - ความกว้าง 1.79 เซนติเมตร
 - ความหนา 0.65 เซนติเมตร
- (3) เปลือกหุ้มด้านข้าง
- ความยาว 20 เซนติเมตร
 - ความกว้าง 10.7 เซนติเมตร
 - ความหนา 0.7 เซนติเมตร



รูปที่ 3.11 เปลือกหุ้มด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง



รูปที่ 3.12 เปลือกหุ้มด้านหน้า (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง



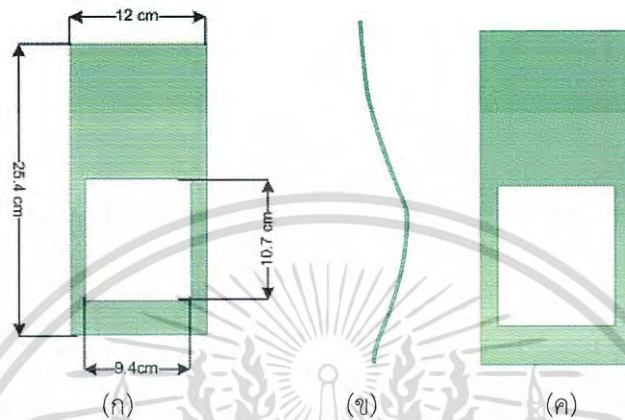
รูปที่ 3.13 เปลือกหุ้มด้านข้าง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านบน

3.1.3.3 แกนพุงหลัง

- ความยาว 25.4 เซนติเมตร
- ความกว้าง 12 เซนติเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

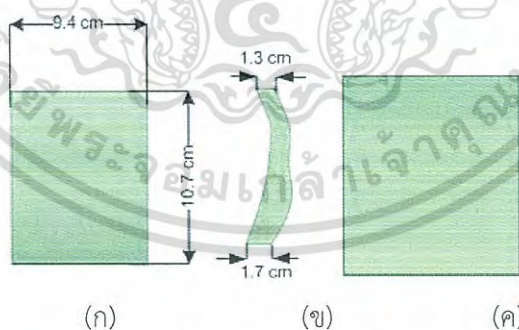
- ความยาวด้านใน (ช่องสำหรับสอดโฟม) 10.7 เซนติเมตร
- ความกว้างด้านใน (ช่องสำหรับสอดโฟม) 9.4 เซนติเมตร
- เว้าเข้า 3.4 เซนติเมตร
- ความหนา 0.3 เซนติเมตร



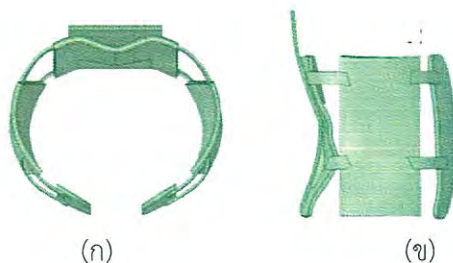
รูปที่ 3.14 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง

3.1.3.4 เบาะหนุนหลัง

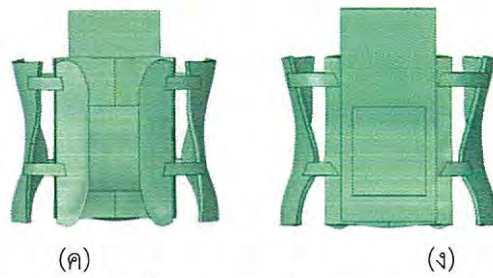
- ความยาว 10.7 เซนติเมตร
- ความกว้าง 9.4 เซนติเมตร
- ความหนา (ด้านบน) 1.3 เซนติเมตร
- ความหนา (ด้านล่าง) 1.7 เซนติเมตร



รูปที่ 3.15 แกนในด้านหลัง (ก) ด้านหน้า (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหลัง

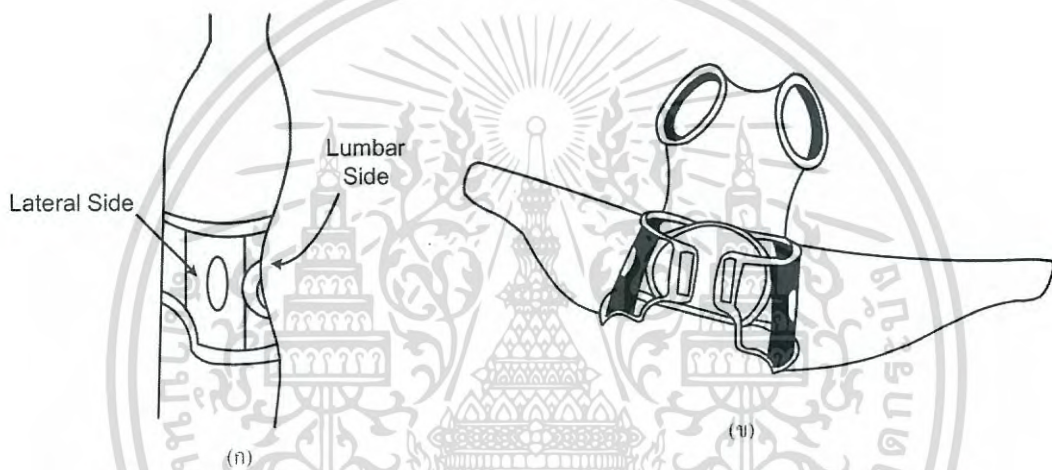


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



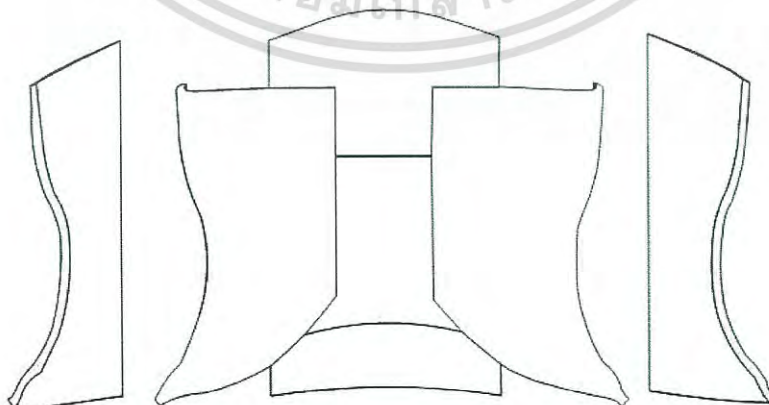
รูปที่ 3.16 ภาพรวมของแบบจำลองเครื่องพยุง (ก) ด้านบน (ข) ด้านข้าง (ค) ด้านหน้า (ง) ด้านหลัง

3.1.4 ภาพร่างและสัต์ส่วนของอุปกรณ์พยุงหลัง (Lumbrsacral Orthotic)



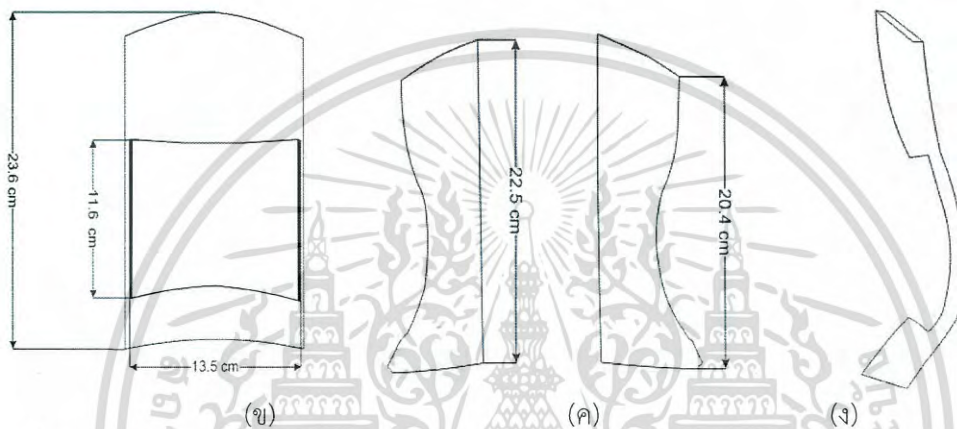
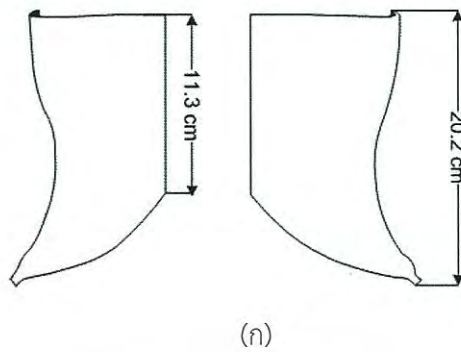
รูปที่ 3.17 แบบร่างโดยรวมของอุปกรณ์พยุงหลัง (ก) แบบร่างด้านข้าง (ข) ด้านหน้า

เมื่อแยกส่วนประกอบเฉพาะแกนในที่ใช้เครื่อง 3D-Printing พิมพ์แบบออกมาจะได้ขนาดและองค์ประกอบตามรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.18 แบบร่างแกนพลาสติก ABS โดยรวม

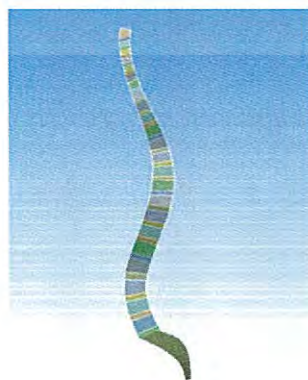
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



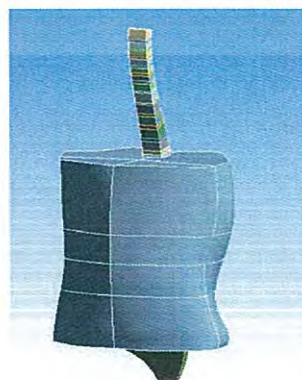
รูปที่ 3.19 ขนาดในแบบร่างแต่ละส่วน (ก) แขนด้านหน้า (ข) แขนพุงหลัง (ค) แขนพุงด้านข้าง (ง) ด้านข้างของแขนพุงหลัง

3.2 Analysis set up

การจำลองเหตุการณ์อ้างอิงกิริยาท่าทางสามท่า ได้แก่ สะพายกระเป๋า (แทนแบกของ) ท่าก้ม โด่งไปข้างหน้าและท่าเอนหลัง จำลองโดยใช้โมเดลสามรูปแบบ คือ จำลองเฉพาะไซส์หลัง จำลองเฉพาะไซส์หลังกับร่างกายส่วนเอวถึงช่วงอก และจำลองด้วยองค์ประกอบทั้งหมด ไซส์หลัง ร่างกายส่วนลำตัวและศีรษะ ในการจำลองจะทำการเปรียบเทียบระหว่างใส่กับไม่ใส่อุปกรณ์พุงหลังที่ออกแบบ

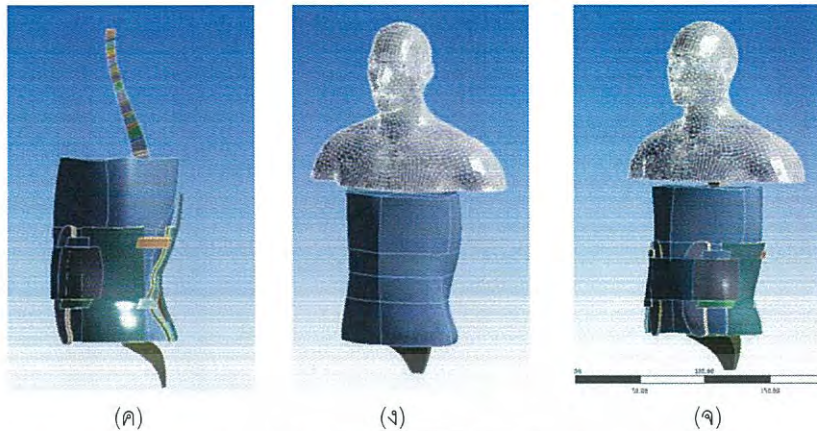


(ก)



(ข)

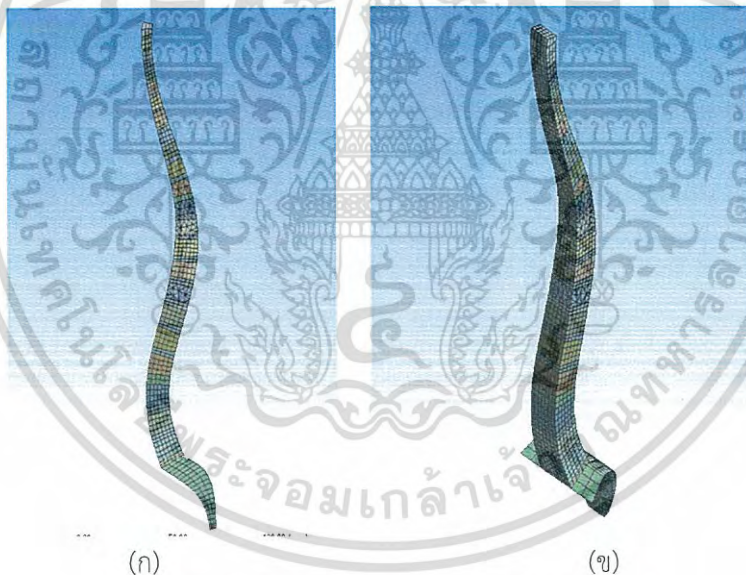
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.20 โมเดลในแต่ละกรณี (ก) กรณีใช้เพียงไขสันหลัง (ข) กรณีใช้ไขสันหลังและส่วนลำตัว (ค) กรณีใช้ไขสันหลังและส่วนลำตัวขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ง) กรณีใช้ไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (จ) กรณีใช้ไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง

3.2.1 Mesh Model

(1) โมเดลไขสันหลัง



รูปที่ 3.21 โมเดลในรูปแบบ Mesh (ก) ด้านข้าง (ข) ทแยงข้าง

ตารางที่ 3.2 จำนวนโนด (Node) กับเอลิเมนต์ (Element) ของไขสันหลัง

Object Name	Nodes	Elements
L5	1117	192
L5_disk	645	96
L4	989	168
L4_disk	645	84
L3	989	168

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2(ต่อ) จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโซลันหลัง

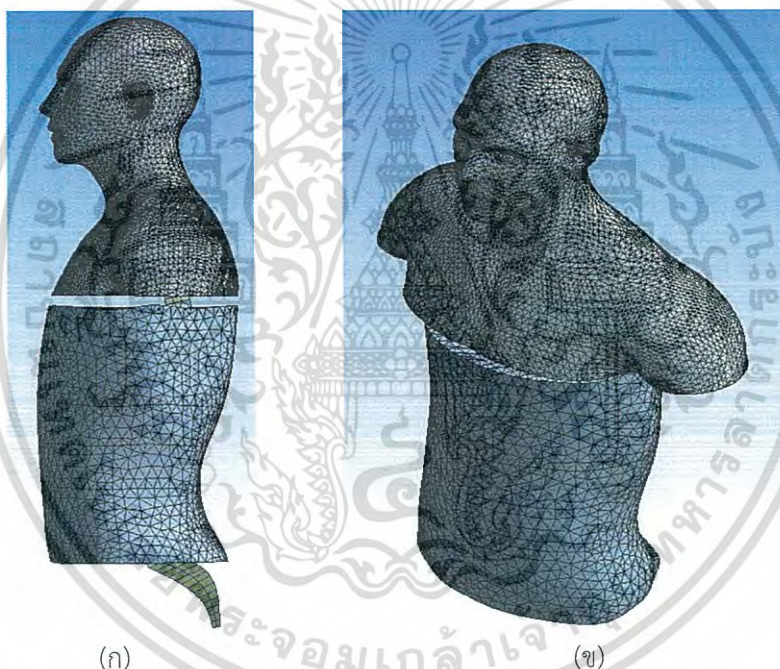
Object Name	Nodes	Elements
L3_disk	571	84
L2	842	140
L2_disk	486	70
L1	733	120
L1_disk	423	60
T12	733	120
T12_disk	423	60
T11	640	315
T11_disk	423	60
T10	679	108
T10_disk	497	72
T9	861	144
T9_disk	497	72
T8	569	286
T8_disk	267	102
T7	466	221
T7_disk	308	129
T6	403	181
T6_disk	228	25
T5	406	60
T5_disk	188	20
T4	406	60
T4_disk	188	20
T3	406	60
T3_disk	188	20
T2	320	45
T2_disk	148	15
T1	320	45
T1_disk	148	15
C2	234	30
C2_disk	148	15
C3	234	30
C3_disk	148	15
C4	234	30
C4_disk	148	15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.2(ต่อ) จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของไขสันหลัง

C5	234	30
C5_disk	148	15
C6	234	30
C6_disk	148	15
C7	234	30
C7_disk	148	15
Sacrum	2172	378
Total	21,616	4,085

(2) โมเดลไขสันหลังช่วงลำตัวกับศีรษะ



รูปที่ 3.22 โมเดลในรูปแบบ Mesh ของโมเดลร่างกาย (ก) ด้านข้าง (ข) มุมทแยงข้าง

ตารางที่ 3.3 จำนวนโนด (Node) กับเอเลเมนต์ (Element) ของโมเดลช่วงลำตัวกับศีรษะ

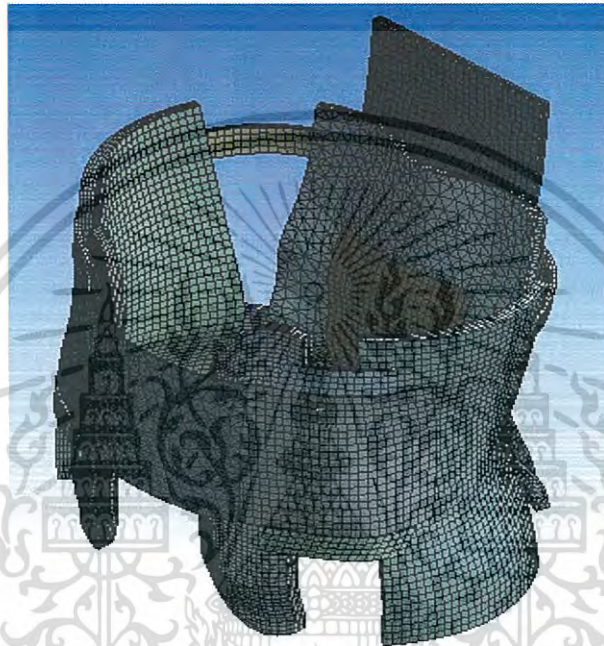
Object Name	Nodes	Elements
ลำตัว	50,046	32,405
ศีรษะ	129,825	81,891
รวม	179,871	114,296
รูปแบบ	Hexahedral	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(3) โมเดลอุปกรณ์พยุงหลัง

ตารางที่ 3.4 จำนวนโนด (Node) กับเอลิเมนต์ (Element) ของโมเดลอุปกรณ์พยุงหลัง

Mesh Complete Model	
Type	Hexahedral & Tetrahedral
Elements	37,965
Nodes	185,025



รูปที่ 3.23 โมเดลในรูปแบบ Mesh ของโมเดลอุปกรณ์พยุงหลัง

3.2.2 Material properties

(1) วัสดุของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

ตารางที่ 3.5 คุณสมบัติของ Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) [30]

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.04	g/cc
Melt Flow	18 - 23	g/10 minute
Mechanical Properties	Value	Unit
Hardness, Rockwell R	103 - 112	-
Tensile Strength, Yield	42.5 - 44.8	MPa
Elongation at Break	23 - 25	%
Flexural Modulus	2.25 - 2.28	GPa
Flexural Yield Strength	60.6 - 73.1	MPa
Izod Impact, Notched	2.46 - 2.94	J/CM

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.6 คุณสมบัติของ Cotton/Polyester Blend

Physical Properties	Value	Unit
Density	5	Kg/m ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	5460	MPa
Poisson's ratio	0.35	-
Tensile Strength, Yield	850	MPa
Bulk modulus	6.0667	nPa
Tensile Energy	0.55	cN cm/cm ²
Breaking Elongation	7.9867	%
Bursting Strength	454	%

ตารางที่ 3.7 คุณสมบัติของ Silicone Solid

Physical Properties	Value	Unit
Density	2000	Kg/m ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	88.1	MPa
Poisson's ratio	0.3	-
Tensile Strength, Yield	6.06	MPa
Bulk modulus	73.417	MPa
Hardness, Rockwell R	60	-
Elongation at Break	225	%
Tensile Strength, Ultimate	7.9	MPa

ตารางที่ 3.8 คุณสมบัติของ Silicone liquid

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.24.86	lb ft ⁻³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	0.85	MPa
Poisson's ratio	0.4999	-
Tensile Strength, Yield	8.62	MPa
Bulk modulus	200	MPa
Hardness, Rockwell R	42	-
Elongation at Break	700	%
Tensile Strength, Ultimate	9.86	MPa

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.9 คุณสมบัติของ woolen fiber [31]

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.32	g/cm ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Moisture regain	14.5	%
Young's modulus	3.4	GPa
Tensile Strength	150	MPa
Strain at Failure	28	%

ตารางที่ 3.10 คุณสมบัติของ ethylene vinyl acetate (EVA)

Physical Properties	Value	Unit
Density	943	Kg/m ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	80	MPa
Poisson's ratio	0.4	-
Tensile Strength, Yield	745	MPa
Bulk modulus	133	MPa
Tensile Strength, Ultimate	13	MPa
Shear Modulus	28.571	MPa

ตารางที่ 3.11 คุณสมบัติของ Aluminium Alloy

Physical Properties	Value	Unit
Density	2.7	g/cm ³
Coefficient of Thermal Expansion	2.3e-005	C ⁻¹
Reference Temperature	22	°C
Mechanical Properties	Value	Unit
Bulk modulus	71	GPa
Poisson's ratio	0.33	-
Young's modulus	69.6	GPa
Shear modulus	26	GPa
Yield strength	280	MPa
Elongation at Break	12-17	%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) กระจกและหมอนรองกระจก

ตารางที่ 3.12 คุณสมบัติของกระจกสันหลังส่วนคอ (C2) [32][33]

Physical Properties	Value	Unit
Density (C2)	5.356e-007	kg mm ⁻³
Density (C3)	5.01e-007	kg mm ⁻³
Density (C4)	5.3e-007	kg mm ⁻³
Density (C5)	5.33e-007	kg mm ⁻³
Density (C6)	4.95e-007	kg mm ⁻³
Density (C7)	4.35e-007	kg mm ⁻³
Mechanical Properties		Unit
Bulk modulus	10000	MPa
Poisson's ratio	0.3	-
Young's modulus	12000	MPa
Shear modulus	4615.4	MPa

ตารางที่ 3.13 คุณสมบัติของกระจกสันหลังส่วนอก[32][34]

Physical Properties	Value	Unit
Density	8.e-007	kg mm ⁻³
Mechanical Properties		Unit
Bulk modulus	10000	MPa
Poisson's ratio	0.3	-
Young's modulus	12000	MPa
Shear modulus	4615.4	MPa

ตารางที่ 3.14 คุณสมบัติของกระจกสันหลังส่วนเอว[32][35]

Physical Properties	Value	Unit
Density (L1)	8.e-007	kg mm ⁻³
Density (L2)	1.321e-006	kg mm ⁻³
Density (L3)	1.605e-006	kg mm ⁻³
Density (L4)	1.628e-006	kg mm ⁻³
Density (L5)	1.638e-006	kg mm ⁻³
Mechanical Properties		Unit
Bulk modulus	10000	MPa
Poisson's ratio	0.3	-
Young's modulus	12000	MPa
Shear modulus	4615.4	MPa

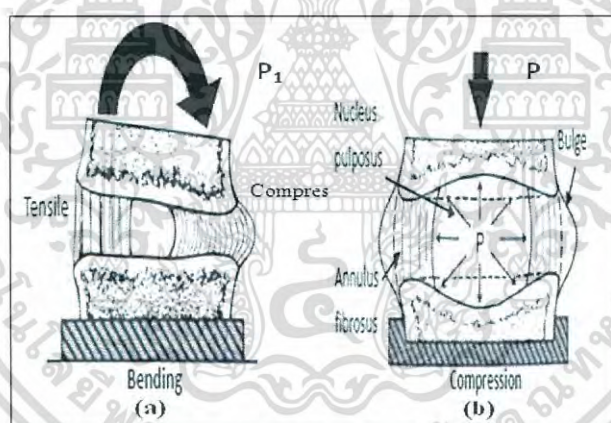
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.15 คุณสมบัติของ Annulus[32]

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.5e-008	kg mm ⁻³
Mechanical Properties		Unit
Bulk modulus	14	MPa
Poisson's ratio	0.45	-
Young's modulus	4.2	MPa
Shear modulus	1.4483	MPa
Tensile Yield Strength	3.7e-006	MPa

3.2.3 ทำสัพพายกระเป่า[32]

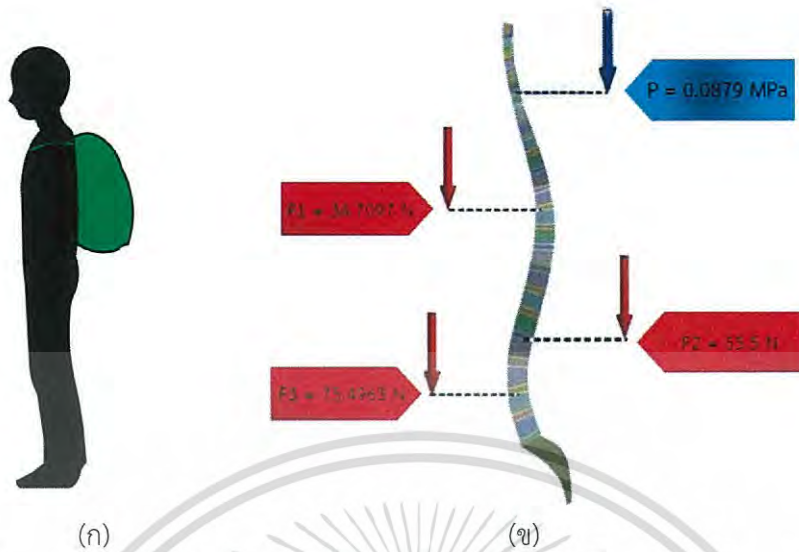
ในทางชีวกลศาสตร์ น้ำหนักของกระเป่าคือแรงโหลดข้างหลังที่ผิวดปกที่จ่ายมายังกระดูกสันหลังส่วนเอว ขอบเขตของเงื่อนไขต่างๆ ถูกประยุกต์ใช้บนระนาบหน้าหลัง (coronal plane) เพื่อกำหนดข้อจำกัดการเคลื่อนและการหมุนของกระดูกสันหลังตามที่แสดงในรูปที่ 3.20(1)



รูปที่ 3.24 หมอนรองกระดูกสันหลังที่ (ก) โค้งงอ (ข) บีบอัด[36]

จากภาพแสดงให้เห็นกระดูกสันหลังสองชิ้นกับหมอนรองกระดูกที่อยู่ภายใต้ผลกระทบของแรงโหลดรวม (แรงโหลดบีบอัด+โมเมนต์โค้งงอ) แรงโหลดบีบอัดจะเป็นตัวสร้างแรงดันภายในนิวเคลียส เมื่อทำการพิจารณาแรงดึงที่เป็นผลมาจากน้ำหนักของกระเป่า ถ้าโหลดของกระเป่าเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ระยะระหว่างจุดแรงโหลดและแกนของกระดูกสันหลัง (เส้นผ่านจุดศูนย์ถ่วง (Line of gravity) ในไขสันหลัง) เพิ่มขึ้นโดยอัตโนมัติ จะเห็นได้ว่าส่วนด้านหน้าบางส่วนของ annulus fibrosus ถูกดึงและอีกด้านจะถูกบีบอัดจนยื่นออกมา และเมื่อส่วนที่ยื่นออกมาจากแรงบีบอัดสัมผัสกับเส้นประสาทจะเรียกสถานการณ์อย่างนั้นว่า herniated disc

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 (ก) ผู้หญิงยืนสะพายกระเป๋า (ข) ตำแหน่งและแรงที่แจกแจงบนกระดูกสันหลัง

รูปที่ 3.22 แสดงให้เห็นการแจกแจงแรงที่เกิดขึ้นบนกระดูกสันหลังขณะยืนสะพายกระเป๋าหนัก 15 กิโลกรัม แรงดันบนกระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่หนึ่ง (T1) เกิดจากสมการ

$$P = F/A$$

$$F = mg$$

m เท่ากับผลรวมมวลของศีรษะ, คอ, แขนซ้าย-ขวา, ท่อนซ้าย-ขวาและมือซ้าย-ขวา จากตารางที่ 3.1 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$F = [4.6044 + (0.3758 \times 2) + (0.97192 \times 2) + (1.55956 \times 2)] \times 10$$

$$F = 103.96 \text{ N}$$

A เท่ากับพื้นที่หน้าตัดของแบบจำลองกระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่หนึ่ง = 437.8148 mm^2

$$P = 103.96 / (4.378 \times 10^{-4}) = 0.23746 \text{ MPa}$$

แรงที่สอง แรงโหลด (F_1) ที่กระทำบนกระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่แปด (T8) เกิดจากมวลรวมของร่างกายเหนือลำตัว คำนวณได้จากข้อมูลในตารางที่ 3.1 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย

$$\Sigma m = \text{มวลของศีรษะ} + \text{มวลของคอ} + \text{มวลครึ่งหนึ่งของลำตัวส่วนบน}$$

$$\Sigma m = 4.6044 + (9.5532/2) = 9.381 \text{ kg}$$

$$F_1 = mg$$

$$F_1 = 9.381 \times 10 = 93.81 \text{ N}$$

เหตุที่มวลของลำตัวส่วนบนคิดเพียงครึ่งหนึ่ง เพราะว่าตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลซึ่งเป็นจุดที่แรงโหลดกระทำนั้นอยู่กึ่งกลางของลำตัวส่วนบน ดังนั้นมวลจึงถูกคิดแค่ครึ่งหนึ่งจากทั้งหมด

แรงที่สาม แรงโหลด (F_2) ที่กระทำบนกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) เกิดจากน้ำหนักของกระเป๋า 15 kg

$$m = 15 \text{ kg}$$

$$F_2 = mg$$

$$F_2 = 15 \times 10 = 150 \text{ N}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงที่สี่ แรงโหลด (F_3) ที่กระทำบนกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) เกิดจากมวลรวมของลำตัวของร่างกาย คำนวณได้จากข้อมูลในตารางที่ 3.1 มวลของแต่ละสัดส่วนร่างกาย

$$\Sigma m = \text{มวลของลำตัวส่วนบน} + \text{มวลของลำตัวส่วนกลาง} + \text{มวลครึ่งหนึ่งของลำตัวส่วนล่าง}$$

$$\Sigma m = 9.5532 + 93.976 + (2.90728/2) = 20.4044 \text{ kg}$$

$$F_3 = mg$$

$$F_3 = 20.4044 \times 10 = 204.044 \text{ N}$$

เหตุที่มวลของลำตัวส่วนล่างคิดเพียงครึ่งหนึ่ง เพราะว่าตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลซึ่งเป็นจุดที่แรงโหลดกระทำนั้นอยู่กึ่งกลางของลำตัวส่วนล่าง ดังนั้นมวลจึงถูกคิดแค่ครึ่งหนึ่งจากทั้งหมด กำหนดจุดยึดคือกระดูกกระเบนเหน็บและ Fixed ที่กระดูกกระเบนเหน็บ เนื่องจากขนาดของแบบจำลองในโปรแกรม ANSYS ถูกลดลง 0.37 เท่าเพื่อลดขนาดไฟท์ ดังนั้นแรงทั้งหมดที่กล่าวมาจึงต้องลดขนาดแรงลง 0.37 เท่าเหมือนกัน

$$P = 0.23746 \times 0.37 = 0.0879 \text{ MPa}$$

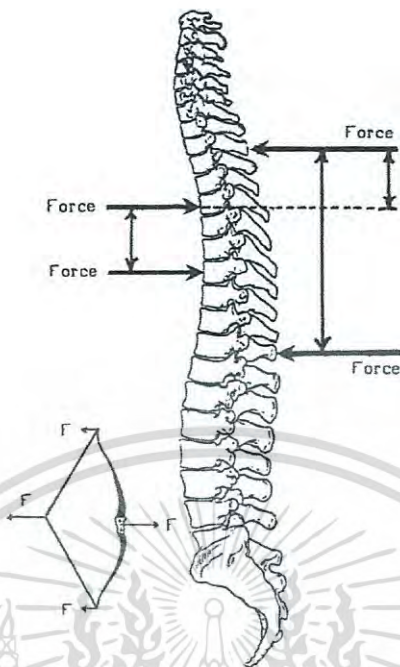
$$F_1 = 93.81 \times 0.37 = 34.7097 \text{ N}$$

$$F_2 = 150 \times 0.37 = 55.5 \text{ N}$$

$$F_3 = 204.044 \times 0.37 = 75.4963 \text{ N}$$

3.2.4 ทำก้มโค้ง

อิงจากทฤษฎีแรงคู่ควบและทฤษฎีดัดโค้ง (Bending) [25] เมื่อแรงโหลดถูกจ่ายให้กับโครงสร้างที่มีลักษณะยาวซึ่งไม่ได้รับการซัพพอร์ตโดยตรง ณ จุดที่แรงโหลดถูกจ่าย อาจก่อให้เกิดการเสียรูปซึ่งเรียกว่า การดัด สำหรับกระดูกไขสันหลังของมนุษย์ที่มีลักษณะโค้งงอ แรงโหลดที่ถูกจ่ายจะมีด้วยกันสี่จุดประกอบด้วยสองแรงทแยงถูกจ่ายไปด้านหนึ่งของโครงสร้าง และอีกสองแรงถูกจ่ายไปด้านที่เหลือ ถ้าแรงมีขนาดเท่ากันและสมมาตร โครงสร้างระหว่างสองแรงด้านในจะถูกทำให้อยู่ใต้อำนาจของโมเมนต์ดัดอย่างคงที่ ส่วนโค้งไว้จะไม่เกิดการเสียรูป



รูปที่ 3.26 แรงโหลดสี่จุดสำหรับการตัดของไขสันหลัง[25]

ตำแหน่งของแรงโหลดทั้งสี่จุดจะอยู่ที่กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic spine) เนื่องจากโมเมนต์ดัดที่สำคัญที่เกิดกับหมอนรองกระดูกและทำให้เกิดการโค้งหรือการก้มของร่างกายนั้นเกิดจากการวางแรงตรงบริเวณทรวงอก (หรือเอว) เพราะมีระยะแขนคานยาว ถ้าหากสภาวะสมดุลถูกรักษาไว้ได้ แปลว่าความเค้นจะถูกชดเชยโดยโมเมนต์ดัดซึ่งสร้างโดยแรงของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น สำหรับงานวิจัยนี้กำหนดแรงโหลดในรูปแบบหนึ่งมิติ ไม่พิจารณาปัจจัยอื่นที่เกิดจากกล้ามเนื้อ เส้นเอ็นหรือสภาพแวดล้อม

แรงโหลดถูกจ่ายที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่สองและอันดับที่สิบเอ็ดด้านหนึ่งของโครงสร้างไขสันหลัง และจ่ายแรงอีกด้านหนึ่งที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่ห้าและอันดับที่แปด Fixed ที่กระดูกกระเบนเหน็บ

$F_1 = 161.55 \text{ N}$ ที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่สองโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.16

ตารางที่ 3.16 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่หนึ่ง (F_1)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.	12.
0.2	= 0.	= -12.	= 27.333
0.3	= 0.	= -18.	= 42.667
0.4	= 0.	= -24.	= 58.
0.5	= 0.	= -30.	= 73.333
0.6	= 0.	= -36.	= 88.667
0.7	= 0.	= -42.	= 104.

ตารางที่ 3.16(ต่อ) องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่หนึ่ง (F1)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.8	= 0.	= -48.	= 119.33
0.9	= 0.	= -54.	= 134.67
1.	= 0.	= -60.	= 150.
2.	= 0.	= -60.	= 150.
3.	= 0.	= -60.	= 150.
4.	= 0.	= -60.	= 150.
5.	= 0.	= -60.	= 150.
6.	= 0.	= -60.	= 150.
9.	= 0.	= -60.	= 150.

F2 = -100.06 N ที่กระตุกสันหลังส่วนอกอันดับที่ห้าโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.17

ตารางที่ 3.17 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่สอง (F2)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.01	= -8.
0.2	= 0.	= -12.02	= -16.
0.3	= 0.	= -18.03	= -24.
0.4	= 0.	= -24.04	= -32.
0.5	= 0.	= -30.05	= -40.
0.6	= 0.	= -36.06	= -48.
0.7	= 0.	= -42.07	= -56.
0.8	= 0.	= -48.08	= -64.
0.9	= 0.	= -54.09	= -72.
1.	= 0.	= -60.1	= -80.
2.	= 0.	= -60.1	= -80.
3.	= 0.	= -60.1	= -80.
4.	= 0.	= -60.1	= -80.
5.	= 0.	= -60.1	= -80.
6.	= 0.	= -60.1	= -80.
9.	= 0.	= -60.1	= -80.

F3 = -100.12 N ที่กระตุกสันหลังส่วนอกอันดับที่แปดโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.18 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่สาม (F3)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.02	= -10.
0.2	= 0.	= -12.04	= -17.778
0.3	= 0.	= -18.06	= -25.556
0.4	= 0.	= -24.08	= -33.333
0.5	= 0.	= -30.1	= -41.111
0.6	= 0.	= -36.12	= -48.889
0.7	= 0.	= -42.14	= -56.667
0.8	= 0.	= -48.16	= -64.444
0.9	= 0.	= -54.18	= -72.222
1.	= 0.	= -60.2	= -80.
2.	= 0.	= -60.2	= -80.
3.	= 0.	= -60.2	= -80.
4.	= 0.	= -60.2	= -80.
5.	= 0.	= -60.2	= -80.
6.	= 0.	= -60.2	= -80.

F4 = 70.854 N ที่กระตุกสันหลังส่วนอกอันดับที่สิบเอ็ดโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.19

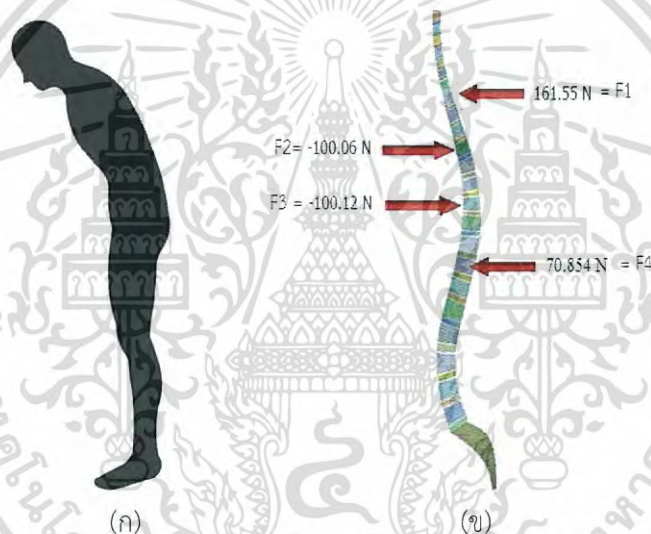
ตารางที่ 3.19 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่สี่ (F4)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.	= 0.	= 0.	= 12.
0.1	= 0.	= 0.	= 12.
0.2	= 0.	= 0.	= 12.
0.3	= 0.	= 0.	= 12.
0.4	= 0.	= 0.	= 12.
0.5	= 0.	= 0.	= 12.
0.6	= 0.	= 0.	= 12.
0.7	= 0.	= 0.	= 12.
0.8	= 0.	= 0.	= 12.
0.9	= 0.	= 0.	= 12.
1.	= 0.	= 0.	= 12.
2.	= 0.	= -7.5375	= 24.
3.	= 0.	= -15.075	= 36.
4.	= 0.	= -22.612	= 48.

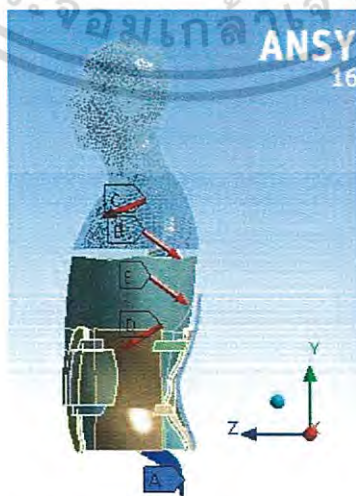
ตารางที่ 3.19(ต่อ) องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่สี่ (F4)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
5.	= 0.	= -30.15	= 60.
6.	= 0.	= -37.688	= 60.

เพื่อบรรลุวัตถุประสงค์ที่ต้องการวิเคราะห์ประสิทธิภาพของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว แรงที่กำหนดในการจำลองเหตุการณ์ด้วยโปรแกรม ANSYS จึงไม่เท่ากันเพื่อเข้าเงื่อนไขกัมโค้งอย่างไม่ถูกต้องตามสัณฐาน แรงทั้งหมดเป็นแรงเกิดจากการหดและดึงของอวัยวะอย่างกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น แรงที่เกิดขึ้นนั้นไม่สามารถระบุตัวได้ด้วยสมการเนื่องจากมีปัจจัยหลายตัวที่ขึ้นอยู่กับแต่ละบุคคล เช่นคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อและเอ็น ความเร็วในการก้มและอื่นๆ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงกำหนดเป็นแรงสมมติ



รูปที่ 3.27 (ก) ท่าก้มโค้ง (ข) ตำแหน่งและแรงที่ไขสันหลัง



รูปที่ 3.28 ทิศทางแรงในโปรแกรม ANSYS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.5 ทำเอนหลัง

อิงจากทฤษฎีแรงคู่ควบและทฤษฎีดัดโค้ง (Bending) [25] เมื่อแรงโหลดถูกจ่ายให้กับโครงสร้างที่มีลักษณะยาวซึ่งไม่ได้รับการขั้บพอร์ดโดยตรง ณ จุดที่แรงโหลดถูกจ่าย อาจก่อให้เกิดการเสียรูปซึ่งเรียกว่า การดัด สำหรับกระดูกไขสันหลังของมนุษย์ที่มีลักษณะโค้งงอ แรงโหลดที่ถูกจ่ายจะมีด้วยกันสี่จุดประกอบด้วยสองแรงทแยงถูกจ่ายไปด้านหนึ่งของโครงสร้าง และอีกสองแรงถูกจ่ายไปด้านที่เหลือ ถ้าแรงมีขนาดเท่ากันและสมมาตร โครงสร้างระหว่างสองแรงด้านในจะถูกทำให้อยู่ใต้อำนาจของโมเมนต์ดัดอย่างคงที่ ส่วนโค้งเว้าจะไม่เกิดการเสียรูป

ตำแหน่งของแรงโหลดทั้งสี่จุดจะอยู่ที่กระดูกสันหลังส่วนอก (Thoracic spine) เนื่องจากโมเมนต์ดัดที่สำคัญที่เกิดกับหมอนรองกระดูกและทำให้เกิดการโค้งหรือการก้มของร่างกายนั้นเกิดจากการวางแรงตรงบริเวณทรวงอก (หรือเอว) เพราะมีระยะแขนคานยาว ถ้าหากสภาวะสมดุลถูกรักษาไว้ได้ แปลว่าความเค้นจะถูกชดเชยโดยโมเมนต์ดัดซึ่งสร้างโดยแรงของกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น สำหรับงานวิจัยนี้กำหนดแรงโหลดในรูปแบบหนึ่งมิติ ไม่พิจารณาปัจจัยอื่นที่เกิดจากกล้ามเนื้อ เส้นเอ็นหรือสภาพแวดล้อม

แรงโหลดถูกจ่ายที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่สองและอันดับที่สิบเอ็ดด้านหนึ่งของโครงสร้างไขสันหลัง และจ่ายแรงอีกด้านหนึ่งที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่ห้าและอันดับที่แปด Fixed ที่กระดูกกระเบนเหน็บ

$F_1 = -161.55 \text{ N}$ ที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่สองโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.20

ตารางที่ 3.20 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่หนึ่ง (F_1)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.	= -12.
0.2	= 0.	= -12.	= -27.333
0.3	= 0.	= -18.	= -42.667
0.4	= 0.	= -24.	= -58.
0.5	= 0.	= -30.	= -73.333
0.6	= 0.	= -36.	= -88.667
0.7	= 0.	= -42.	= -104.
0.8	= 0.	= -48.	= -119.33
0.9	= 0.	= -54.	= -134.67
1.	= 0.	= -60.	= -150.
2.	= 0.	= -60.	= -150.
3.	= 0.	= -60.	= -150.
4.	= 0.	= -60.	= -150.
5.	= 0.	= -60.	= -150.
6.	= 0.	= -60.	= -150.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

F2 = 100.06 N ที่กระดุกสันหลังส่วนอกอันดับที่ห้าโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.21

ตารางที่ 3.21 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหนดที่สอง (F2)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.01	= 8.
0.2	= 0.	= -12.02	= 16.
0.3	= 0.	= -18.03	= 24.
0.4	= 0.	= -24.04	= 32.
0.5	= 0.	= -30.05	= 40.
0.6	= 0.	= -36.06	= 48.
0.7	= 0.	= -42.07	= 56.
0.8	= 0.	= -48.08	= 64.
0.9	= 0.	= -54.09	= 72.
1.	= 0.	= -60.1	= 80.
2.	= 0.	= -60.1	= 80.
3.	= 0.	= -60.1	= 80.
4.	= 0.	= -60.1	= 80.
5.	= 0.	= -60.1	= 80.
6.	= 0.	= -60.1	= 80.

F3 = 100.12 N ที่กระดุกสันหลังส่วนอกอันดับที่แปดโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.22

ตารางที่ 3.22 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหนดที่สาม (F3)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.02	= 10.
0.2	= 0.	= -12.04	= 17.778
0.3	= 0.	= -18.06	= 25.556
0.4	= 0.	= -24.08	= 33.333
0.5	= 0.	= -30.1	= 41.111
0.6	= 0.	= -36.12	= 48.889
0.7	= 0.	= -42.14	= 56.667
0.8	= 0.	= -48.16	= 64.444
0.9	= 0.	= -54.18	= 72.222
1.	= 0.	= -60.2	= 80.

ตารางที่ 3.22(ต่อ) องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่สาม (F3)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
2.	= 0.	= -60.2	= 80.
3.	= 0.	= -60.2	= 80.
4.	= 0.	= -60.2	= 80.
5.	= 0.	= -60.2	= 80.
6.	= 0.	= -60.2	= 80.

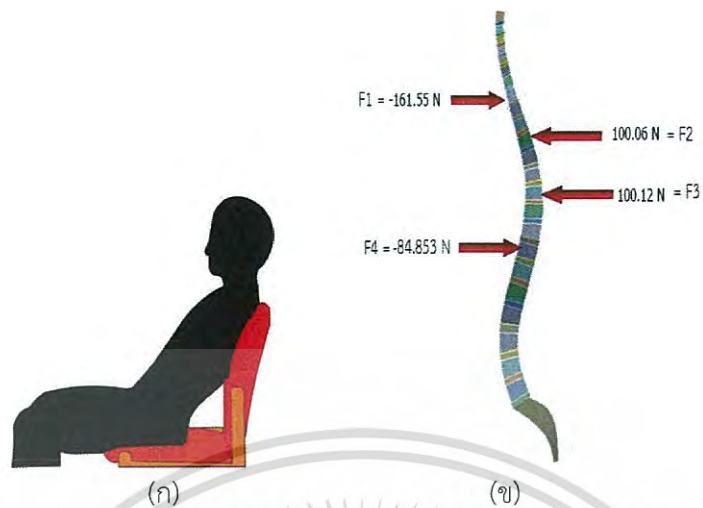
F4 = -84.853 N ที่กระดูกสันหลังส่วนอกอันดับที่สิบเอ็ดโดยกำหนดแรงในโปรแกรม ANSYS ในรูปแบบองค์ประกอบแรงสามแกนตามที่แสดงในตารางที่ 3.23

ตารางที่ 3.23 องค์ประกอบแรงสามแกนตามเวลาของแรงโหลดที่สี่ (F4)

Time[s]	X[N]	Y[N]	Z[N]
0.1	0.	= -6.	-12.
0.2	= 0.	= -12.	= -17.333
0.3	= 0.	= -18.	= -22.667
0.4	= 0.	= -24.	= -28.
0.5	= 0.	= -30.	= -33.333
0.6	= 0.	= -36.	= -38.667
0.7	= 0.	= -42.	= -44.
0.8	= 0.	= -48.	= -49.333
0.9	= 0.	= -54.	= -54.667
1.	= 0.	= -60.	= -60.
2.	= 0.	= -60.	= -60.
3.	= 0.	= -60.	= -60.
4.	= 0.	= -60.	= -60.
5.	= 0.	= -60.	= -60.
6.	= 0.	= -60.	= -60.

เพื่อบรรลุมิติวัตถุประสงค์ที่ต้องการวิเคราะห์ประสิทธิภาพของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว แรงที่กำหนดในการจำลองเหตุการณ์ด้วยโปรแกรม ANSYS จึงไม่เท่ากันเพื่อเข้าเงื่อนไขกัมไค้ดอย่างไม่ถูกต้องตามสุขลักษณะ แรงทั้งหมดเป็นแรงเกิดจากการหดและดึงของอวัยวะอย่างกล้ามเนื้อและเส้นเอ็น แรงที่เกิดขึ้นนั้นไม่สามารถระบุตายตัวได้ด้วยสมการเนื่องจากมีปัจจัยหลายตัวที่ขึ้นอยู่กับแต่ละบุคคล เช่นคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อและเอ็น ความเร็วในการก้มและอื่นๆ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงกำหนดเป็นแรงสมมติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.29 (ก) ท่าก้มโค้ง (ข) ตำแหน่งและแรงที่ไขสันหลัง



รูปที่ 3.30 ทิศทางแรงในโปรแกรม ANSYS

ทั้งสามท่าทางกำหนดเวลาในการจำลองเหตุการณ์เท่ากับ 6 วินาที ตั้งพารามิเตอร์ให้แสดงค่าออกมา 15 ค่า ซึ่งในช่วงวินาทีแรกจะแยกย่อยรายละเอียดจำนวน 10 ค่าเพื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงระหว่างขยับร่างกาย ทั้งนี้การกำหนดเวลา 6 วินาทีเพื่อพิจารณาแนวโน้มที่จะเกิดขึ้นก่อนเข้าสู่ช่วงเสถียร หรือช่วงที่มีการเปลี่ยนแปลงน้อย

บทที่ 4

ผลการวิเคราะห์ข้อมูล

4.1 ท่าสะพานกระเป๋าน้ำร้อน

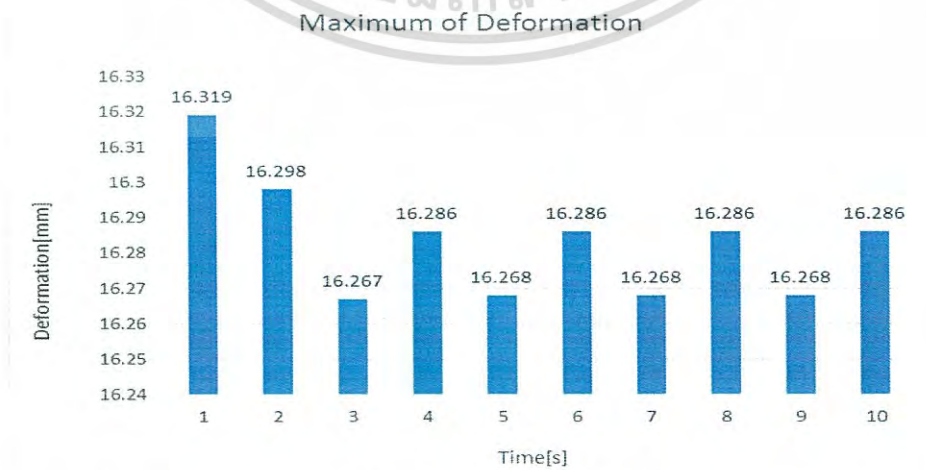
4.1.1 ไช้สันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ

4.1.1.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)

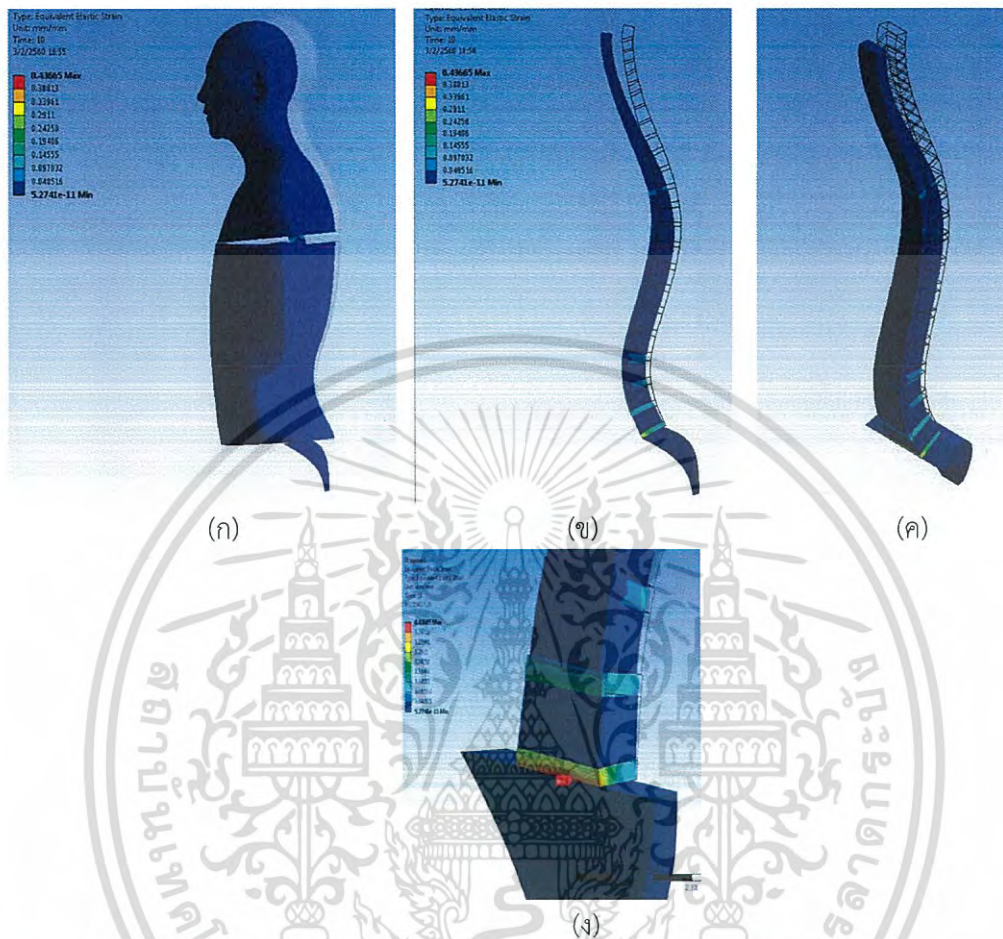


รูปที่ 4.1 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไช้สันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไช้สันหลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไช้สันหลัง

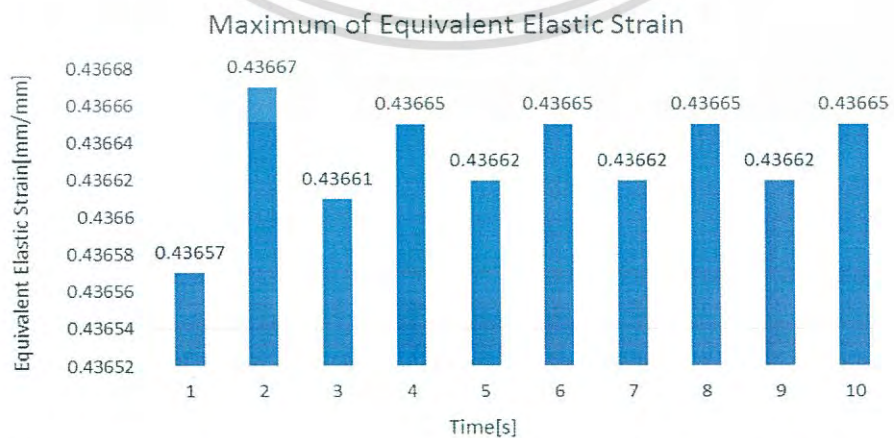


รูปที่ 4.2 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

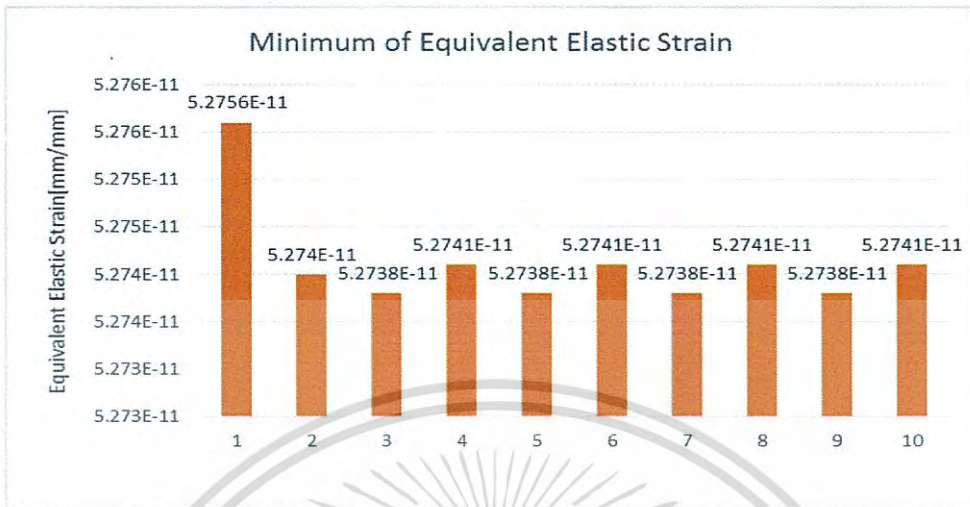
(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain)



รูปที่ 4.3 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง และ(ง) บริเวณที่มีความเครียดสูงสุดที่หมอนรองกระดูก L5

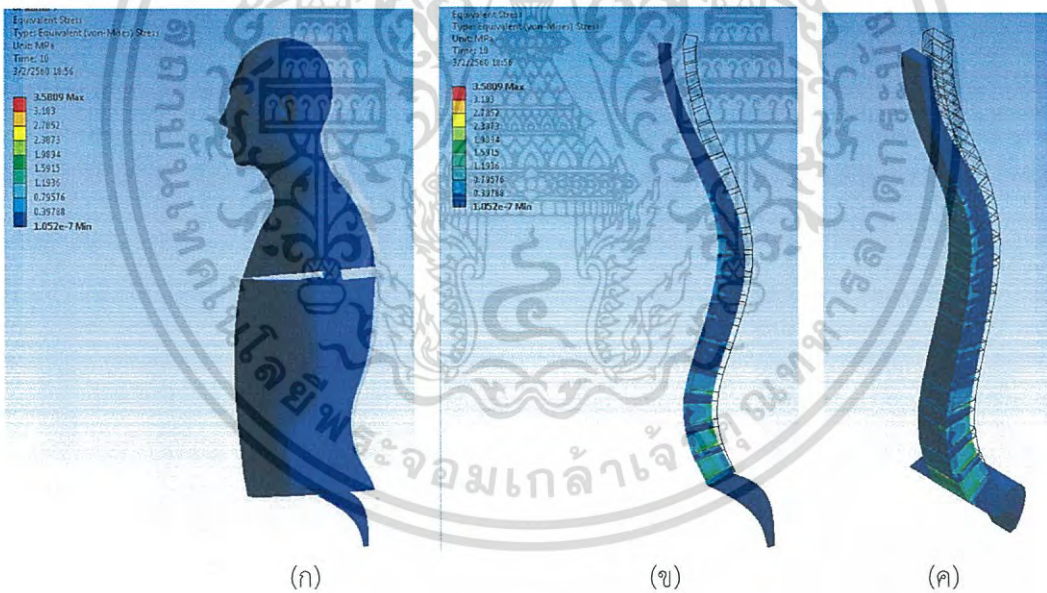


รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



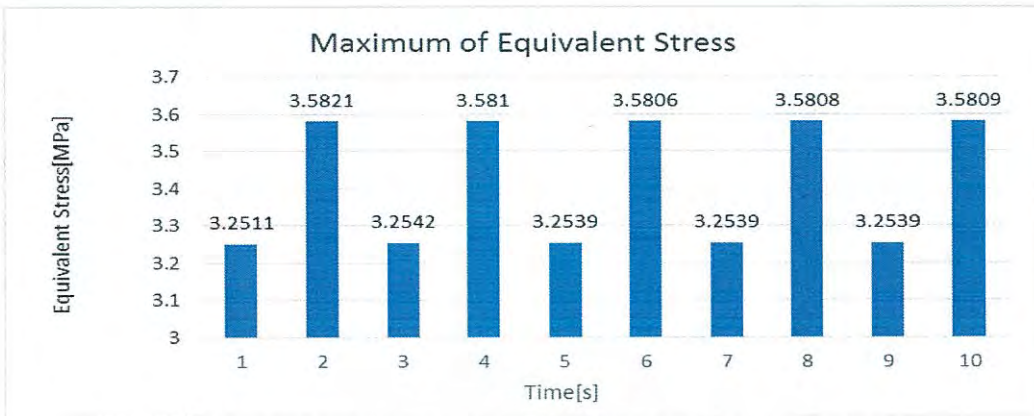
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

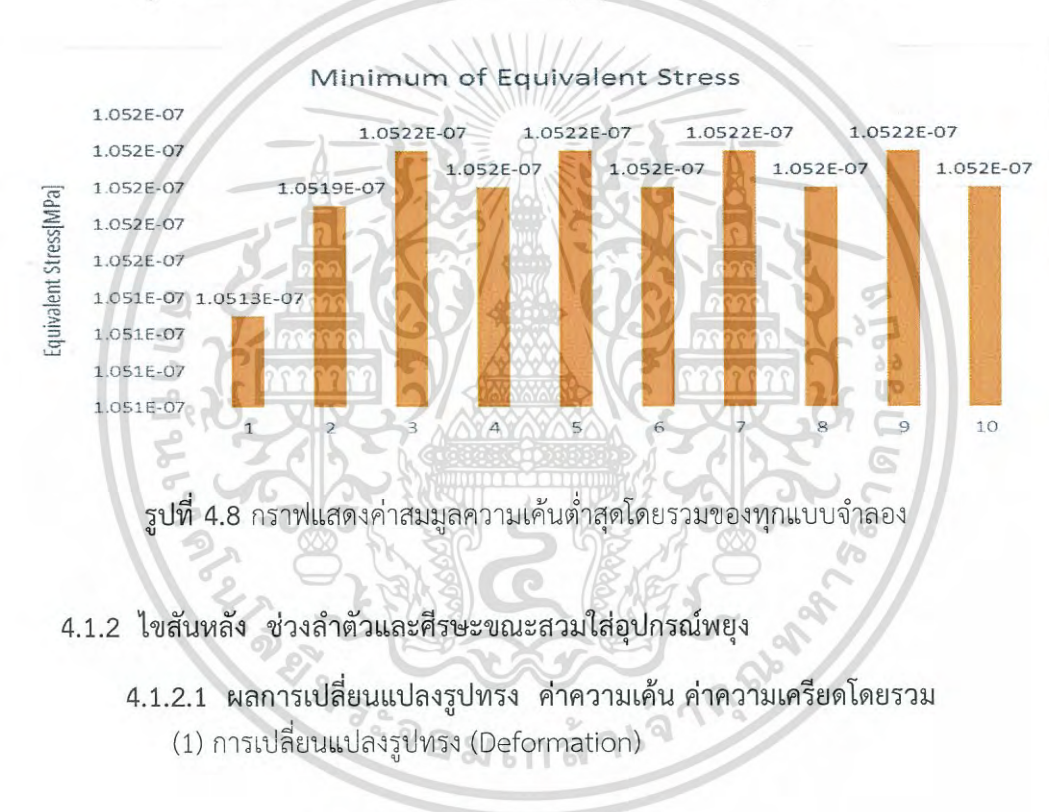


รูปที่ 4.6 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดล ส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

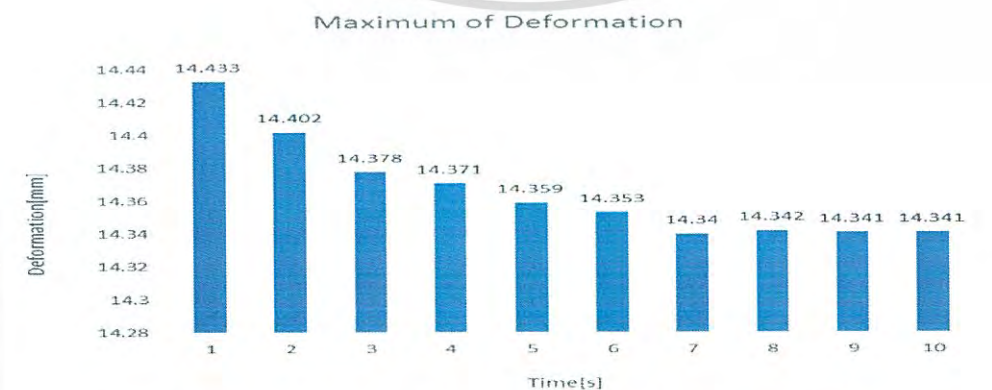


รูปที่ 4.8 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

4.1.2 ไชสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง

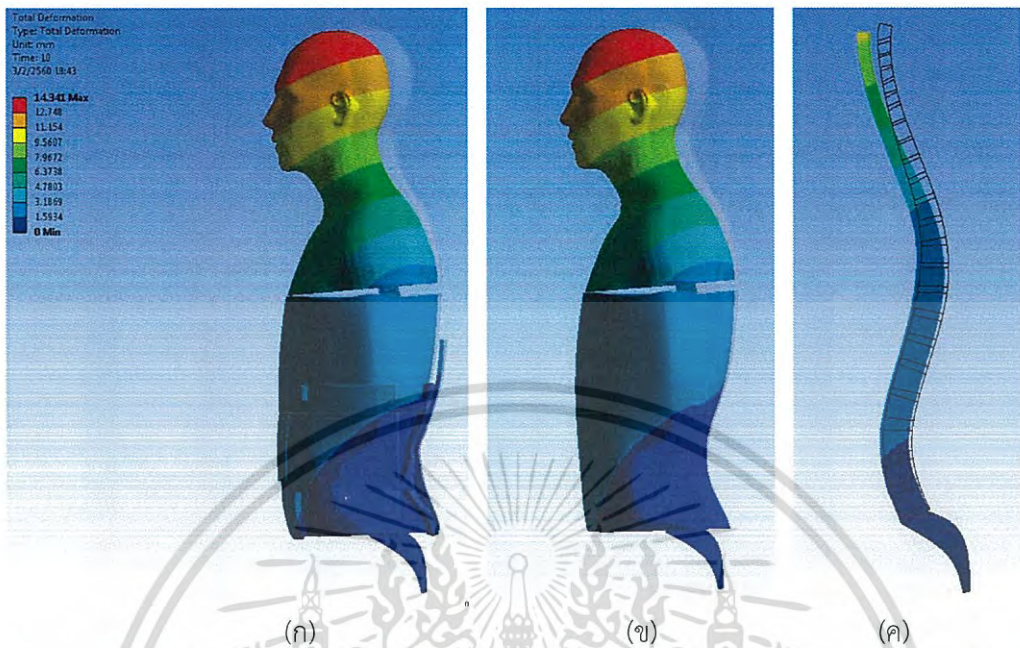
4.1.2.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)



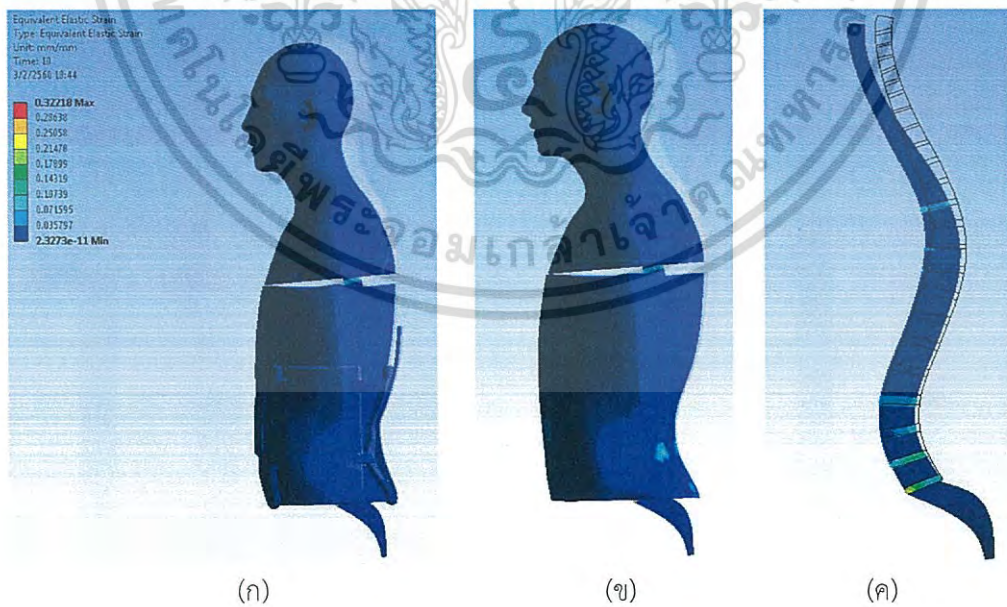
รูปที่ 4.9 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ และ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูป (Equivalent Elastic Strain)

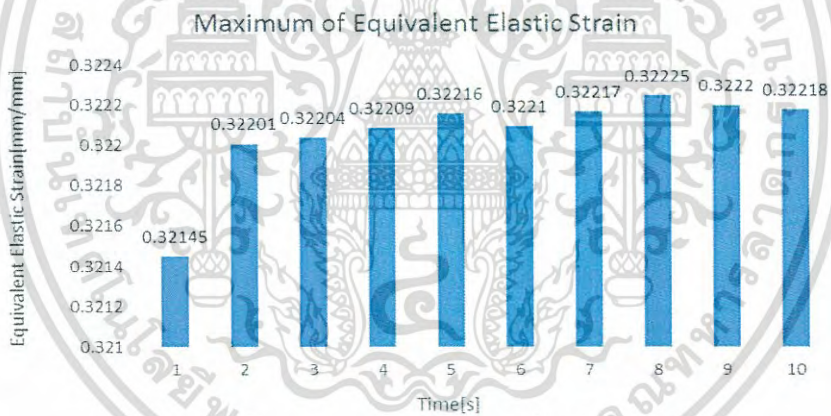


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

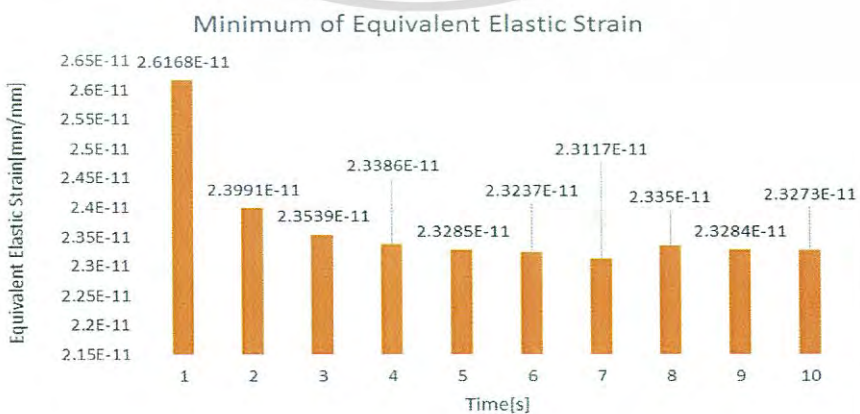


(ง)

รูปที่ 4.11 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปที่เกิดขึ้นกับโซ่หลัง ลำตัวและคีระยะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและคีระยะ (ค) ด้านข้างของโซ่หลัง และ(ง) บริเวณที่มีความเครียดสูงสุดที่หมอนรองกระดูก L5



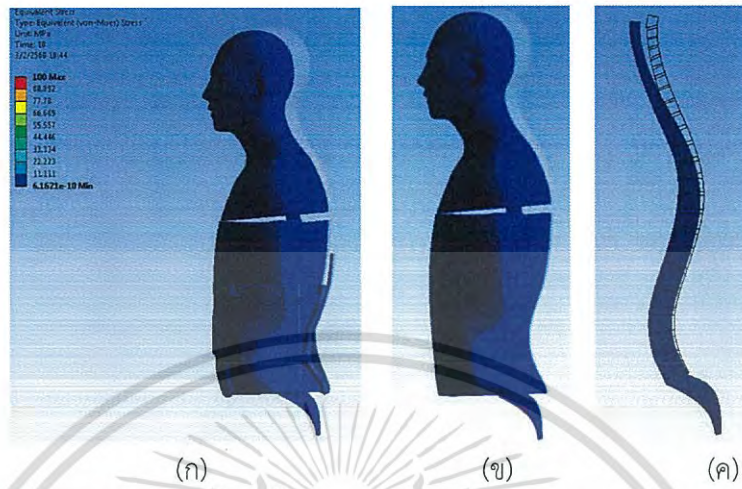
รูปที่ 4.12 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



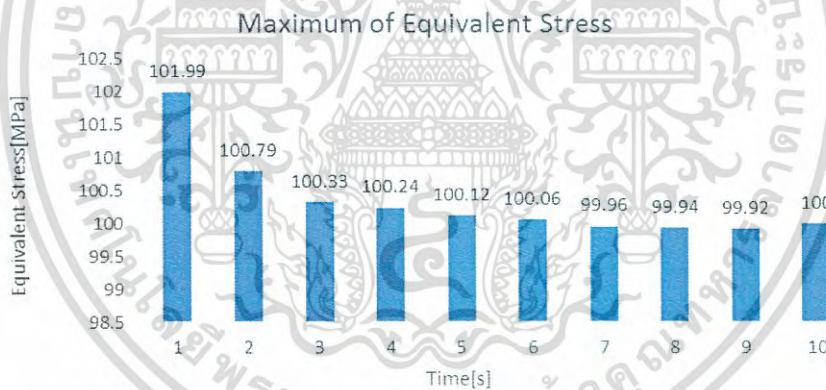
รูปที่ 4.13 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ดานการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

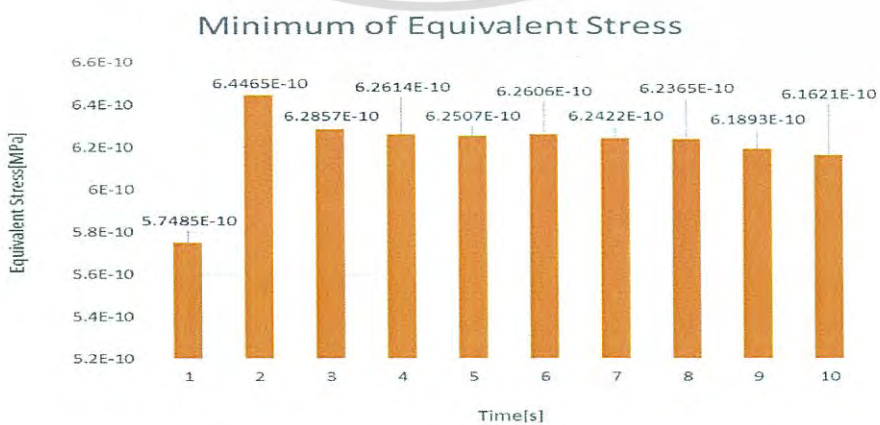
(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)



รูปที่ 4.14 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดล ทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ และ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



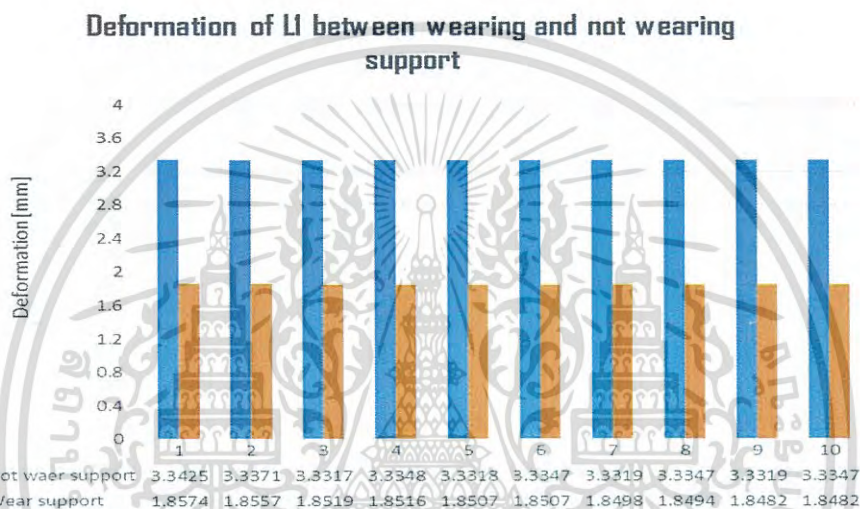
รูปที่ 4.16 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 ผลลัพธ์ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอวสำหรับท่า สะพายกระเป๋า 15 kg

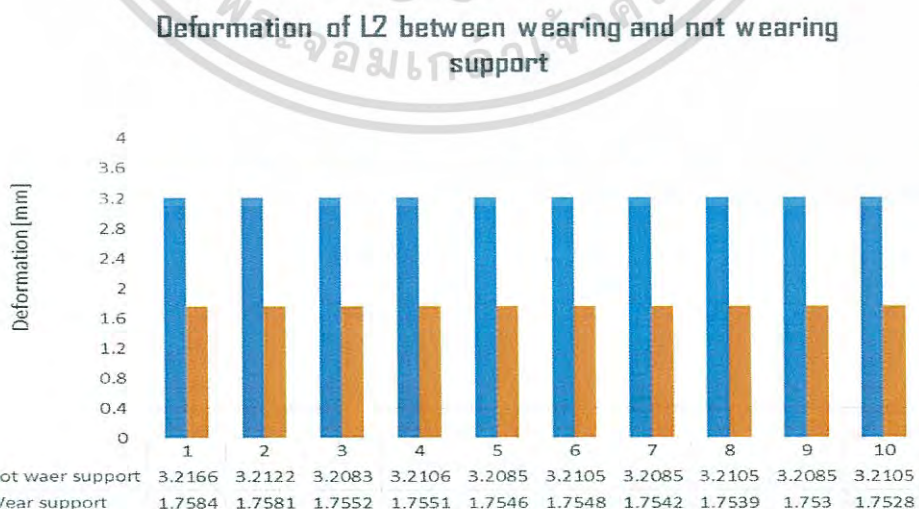
4.1.3.1 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับ เอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)



รูปที่ 4.17 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

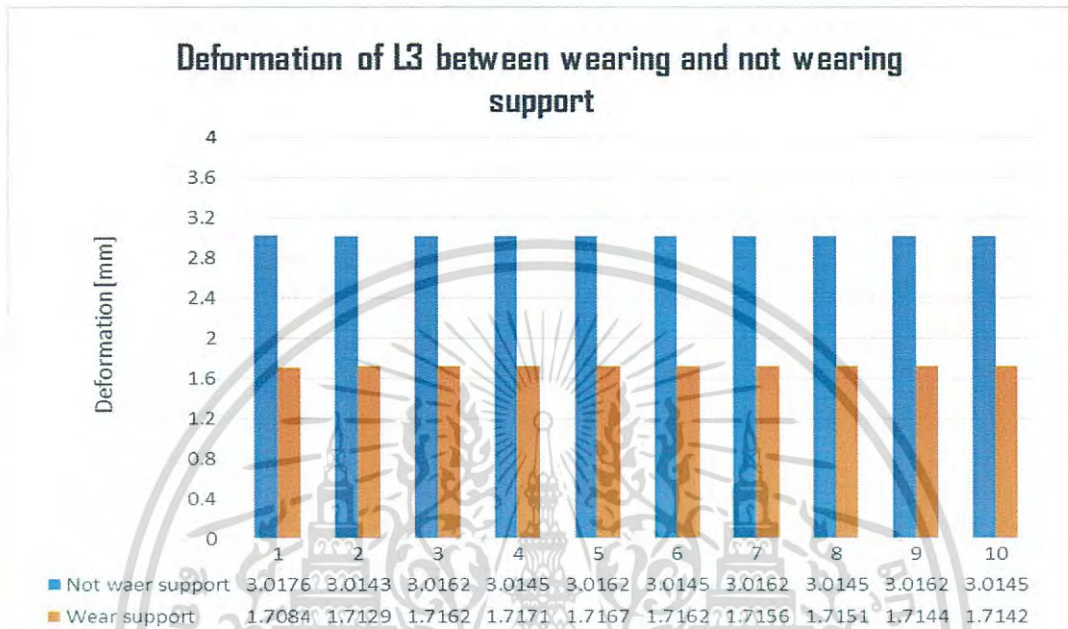


รูปที่ 4.18 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

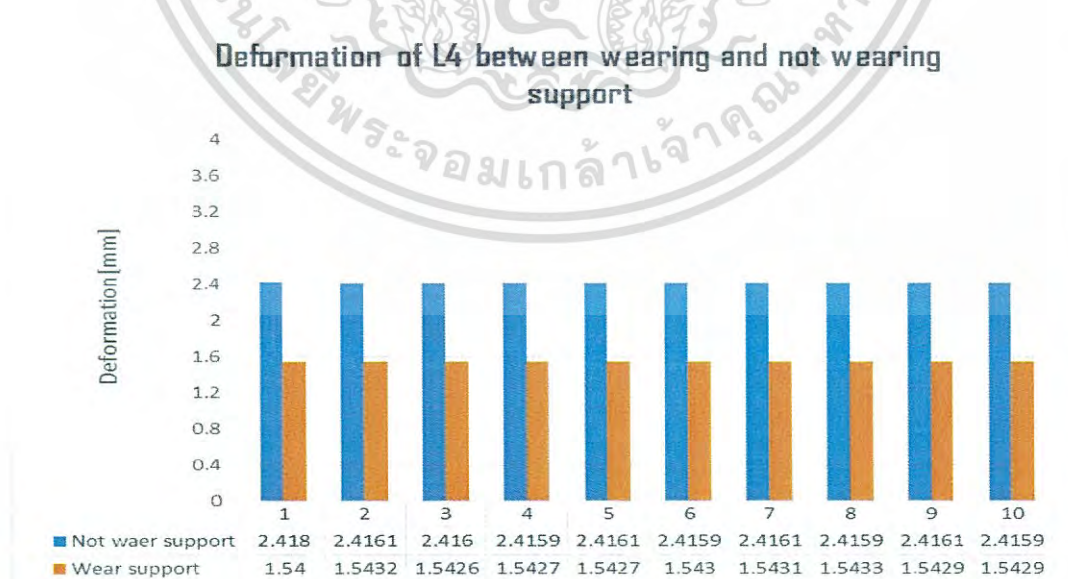
ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.19 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

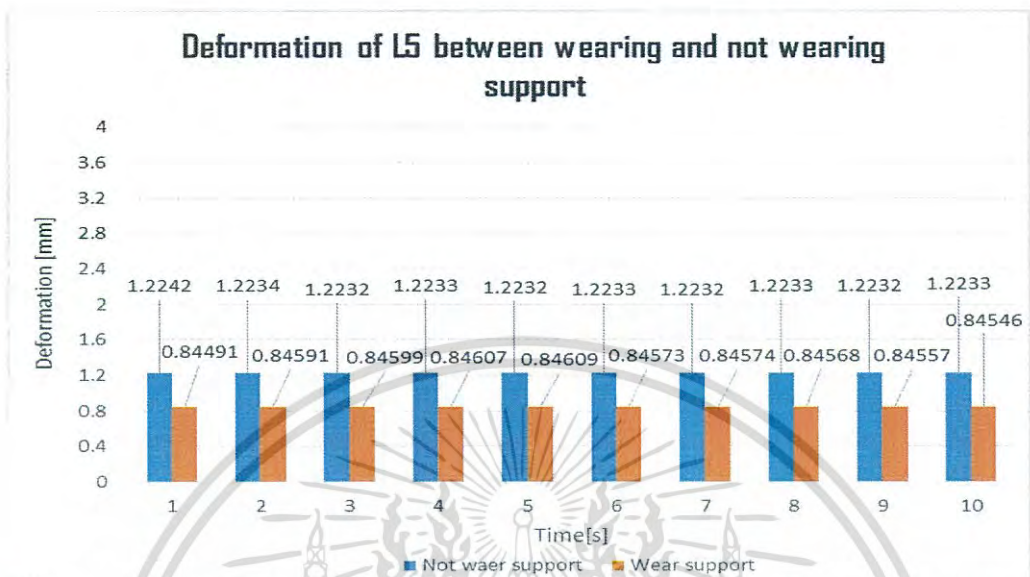
(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)



รูปที่ 4.20 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

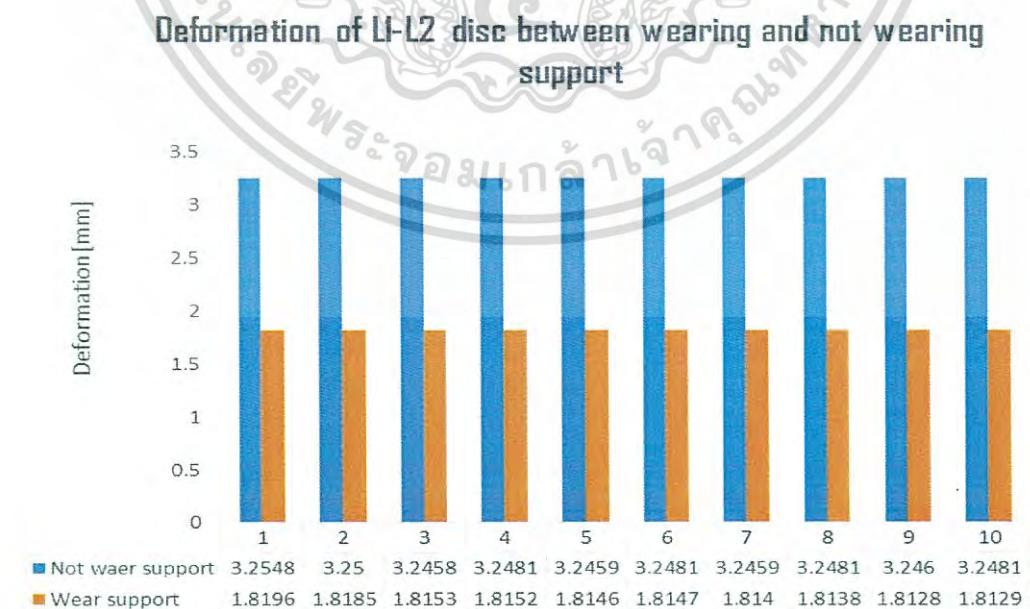
(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)



รูปที่ 4.21 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.1.3.2 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

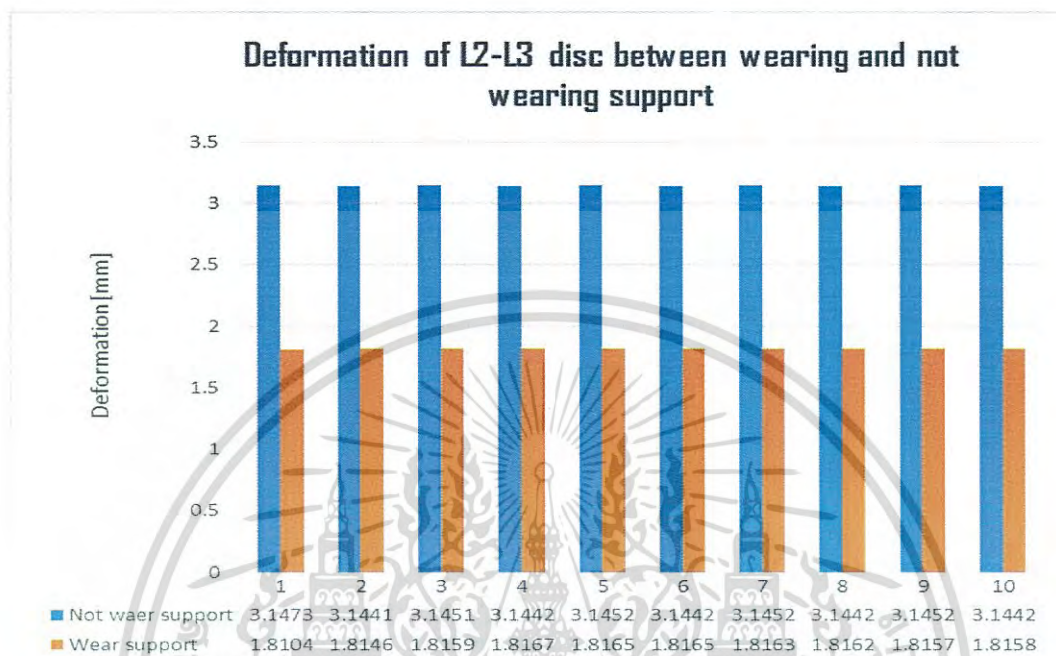
(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)



รูปที่ 4.22 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

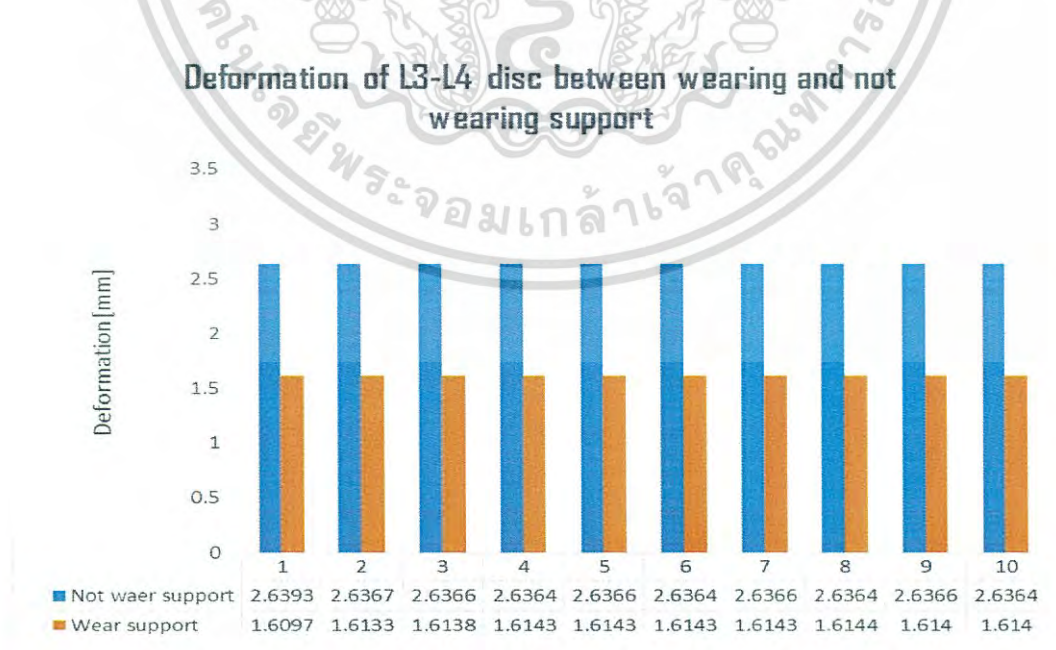
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอญูญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.23 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

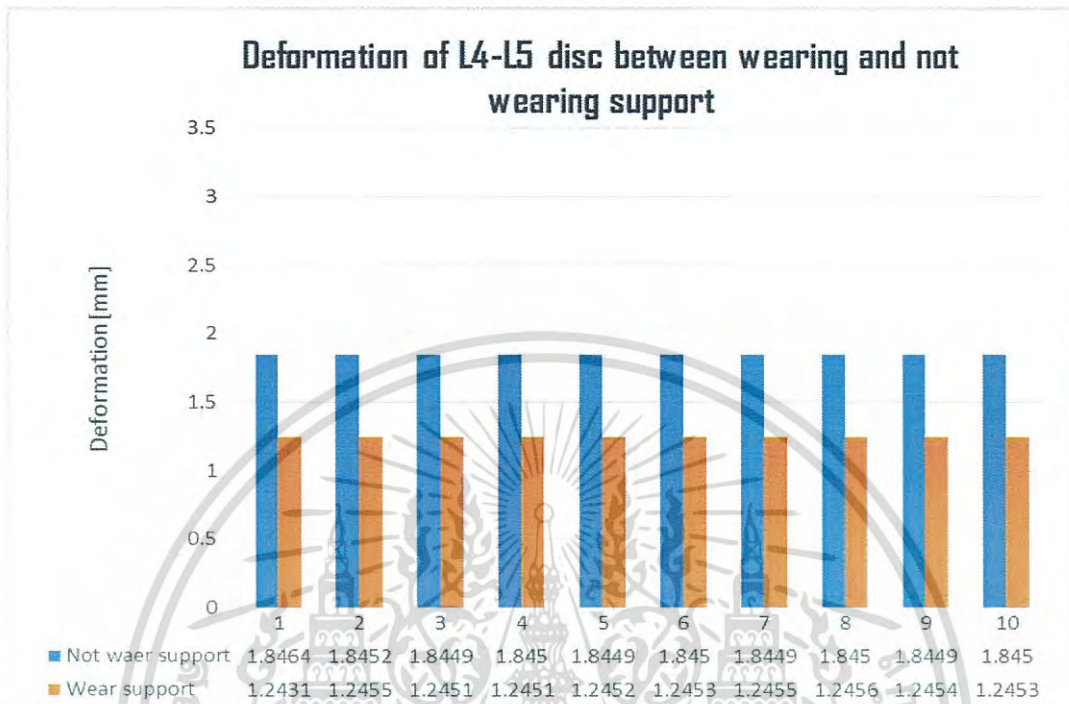
(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)



รูปที่ 4.24 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

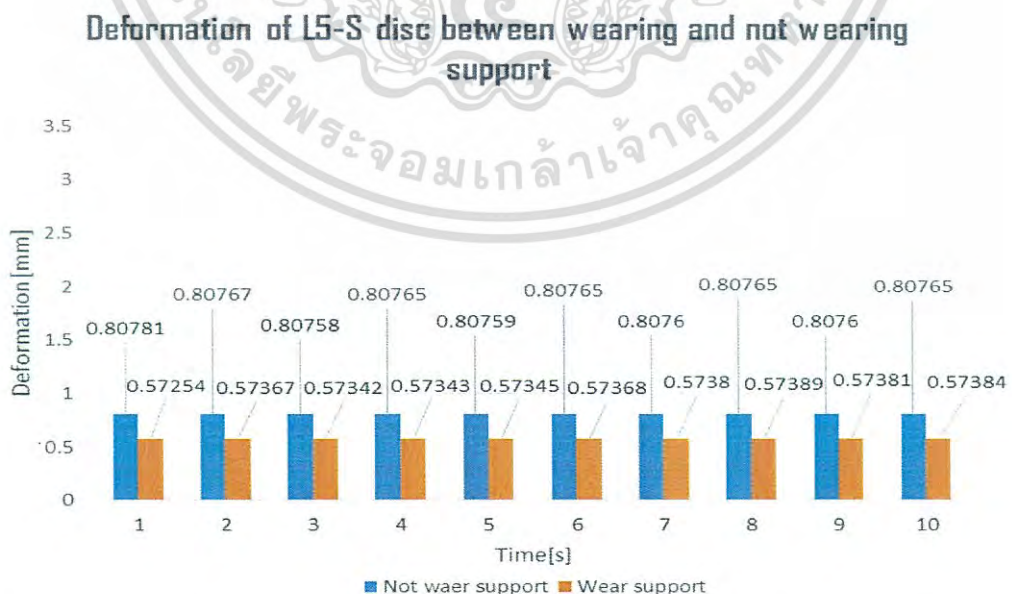
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.25 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

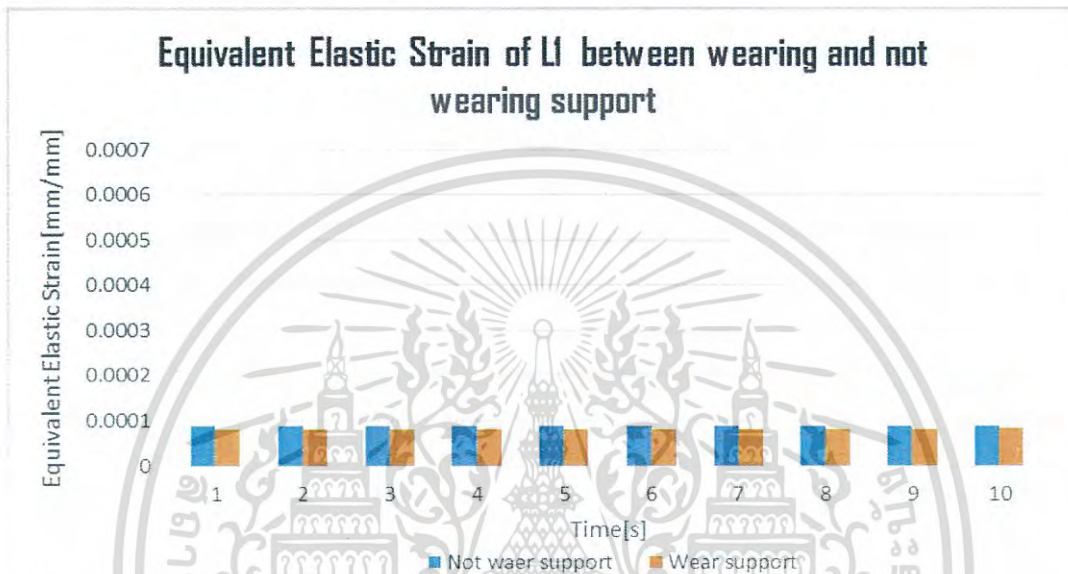
(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)



รูปที่ 4.26 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3.3 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)



รูปที่ 4.27 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

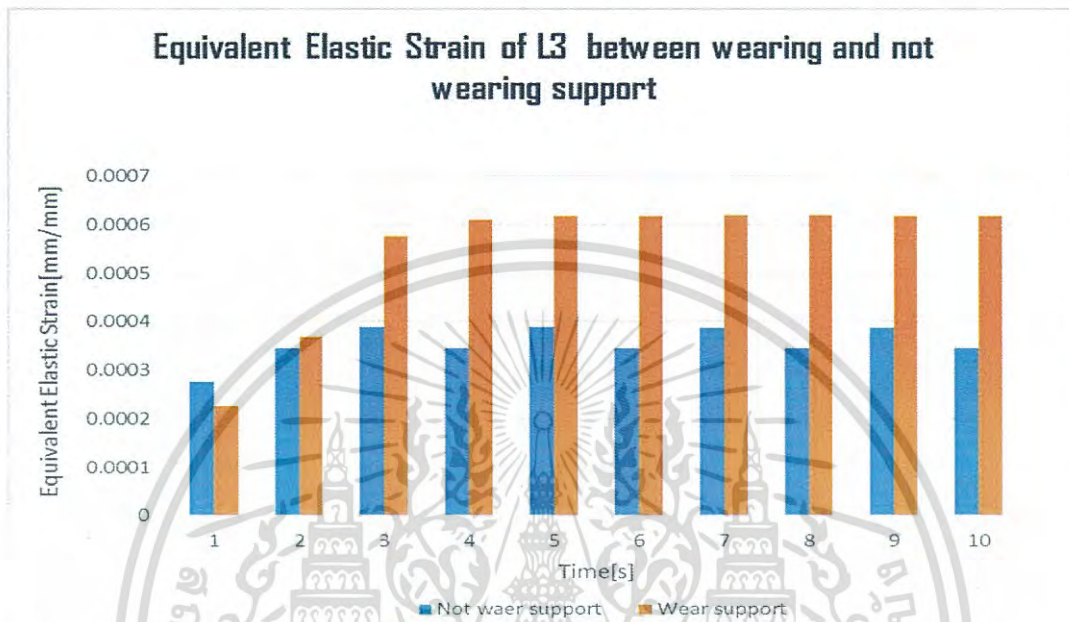


รูปที่ 4.28 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

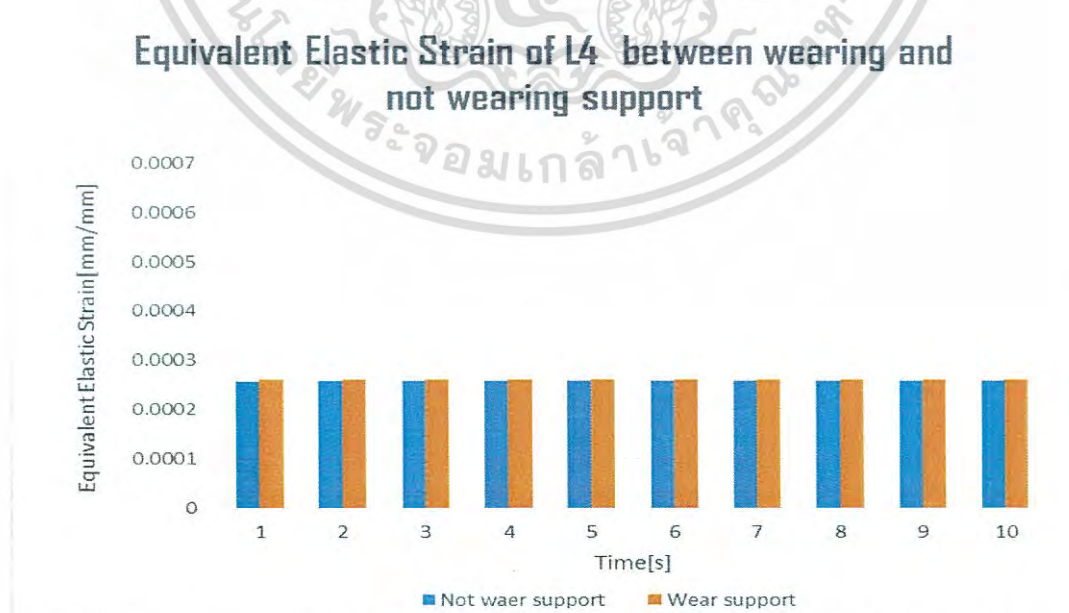
อันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.29 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)



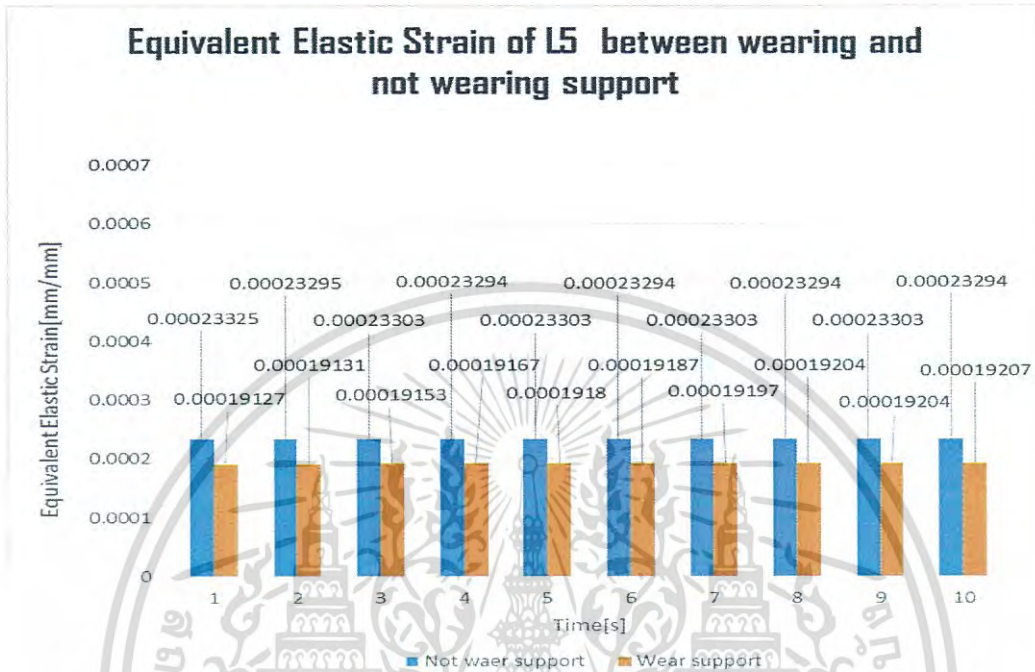
รูปที่ 4.30 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

อันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)



รูปที่ 4.31 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.1.3.4 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)

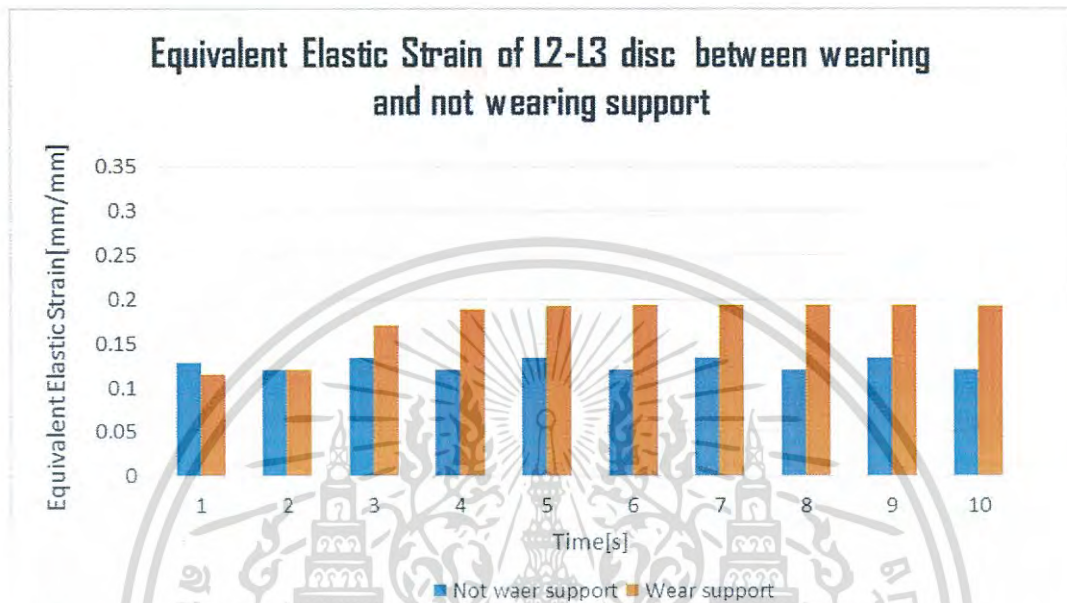


รูปที่ 4.32 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

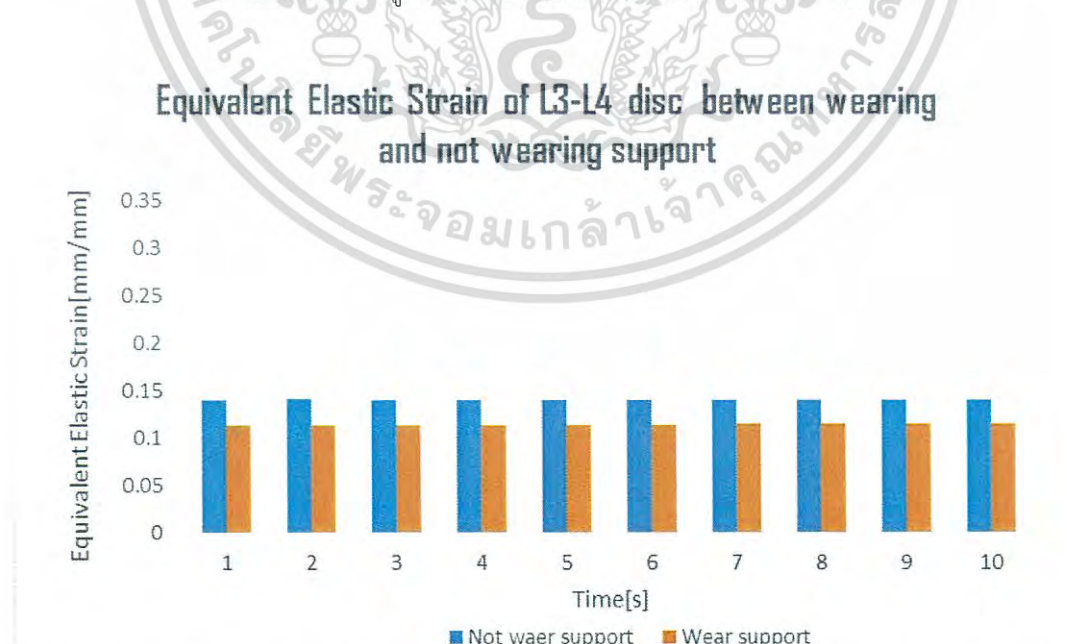
ส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.33 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

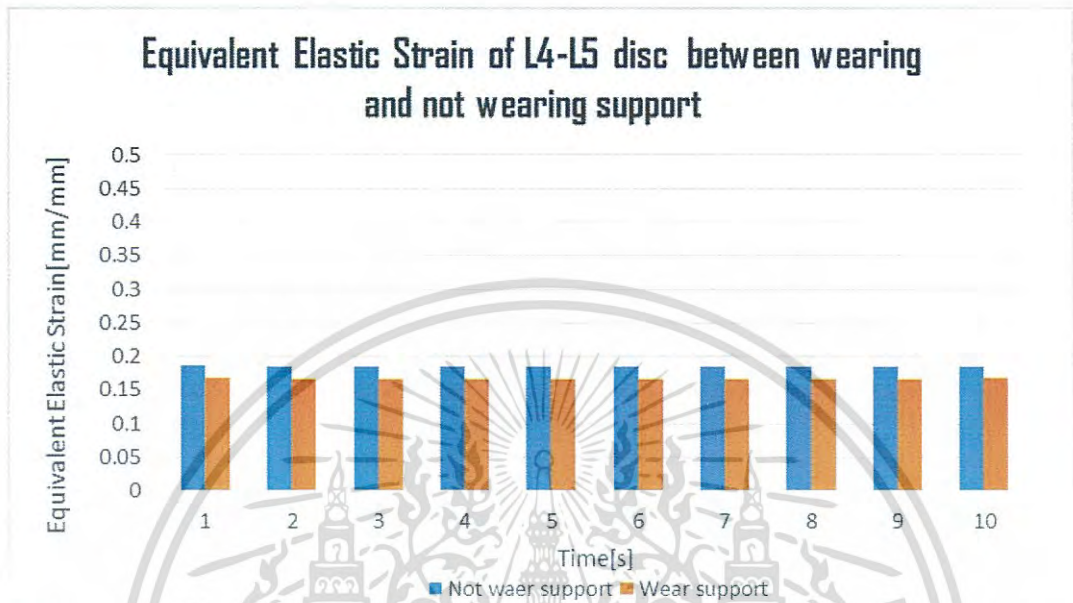
(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)



รูปที่ 4.34 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

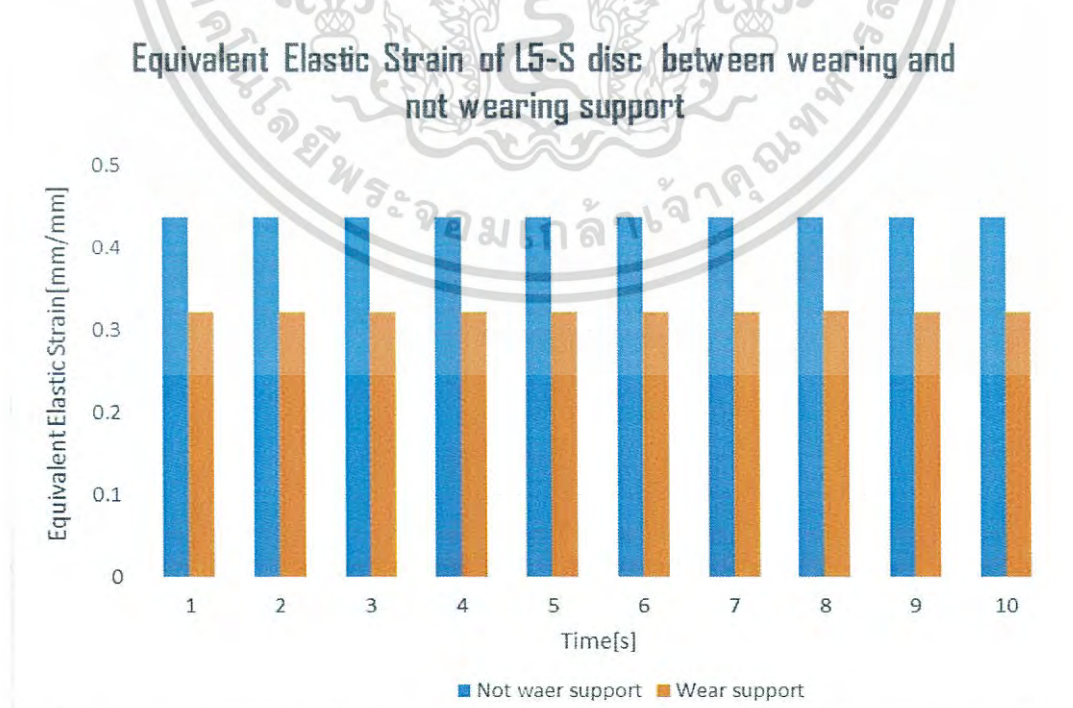
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.35 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)

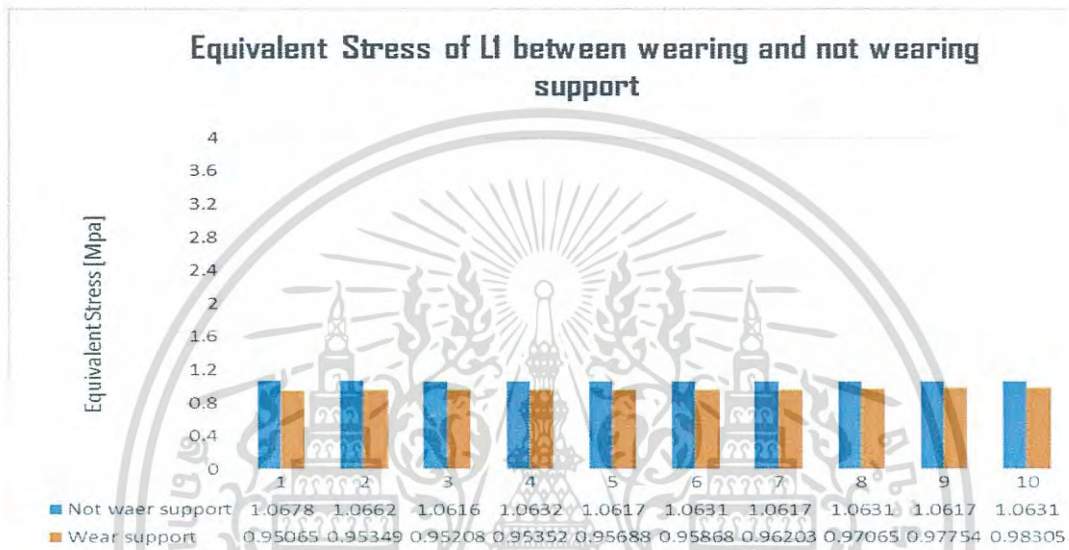


รูปที่ 4.36 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

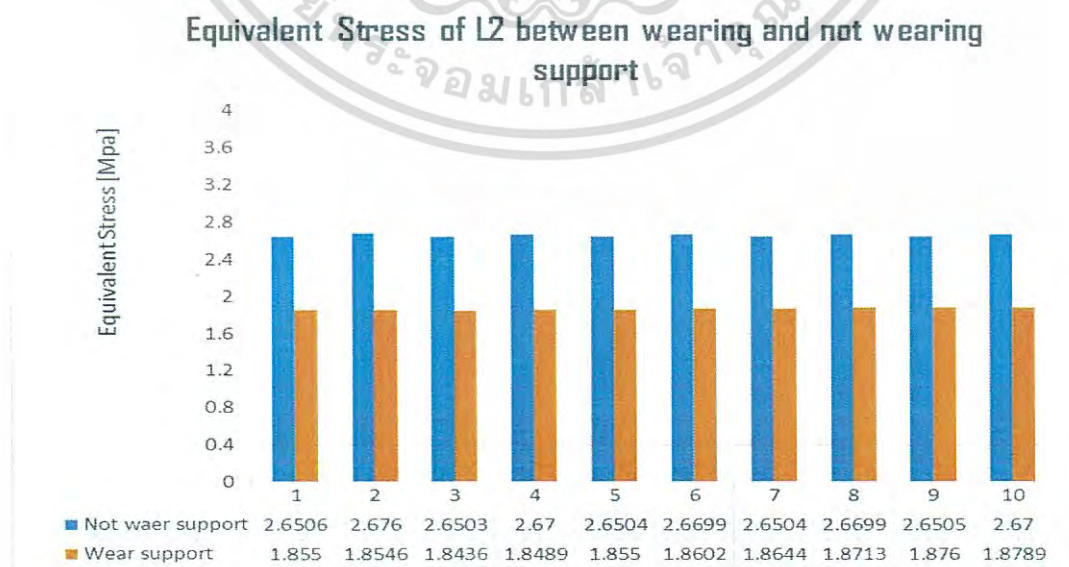
4.1.3.5 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)



รูปที่ 4.37 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

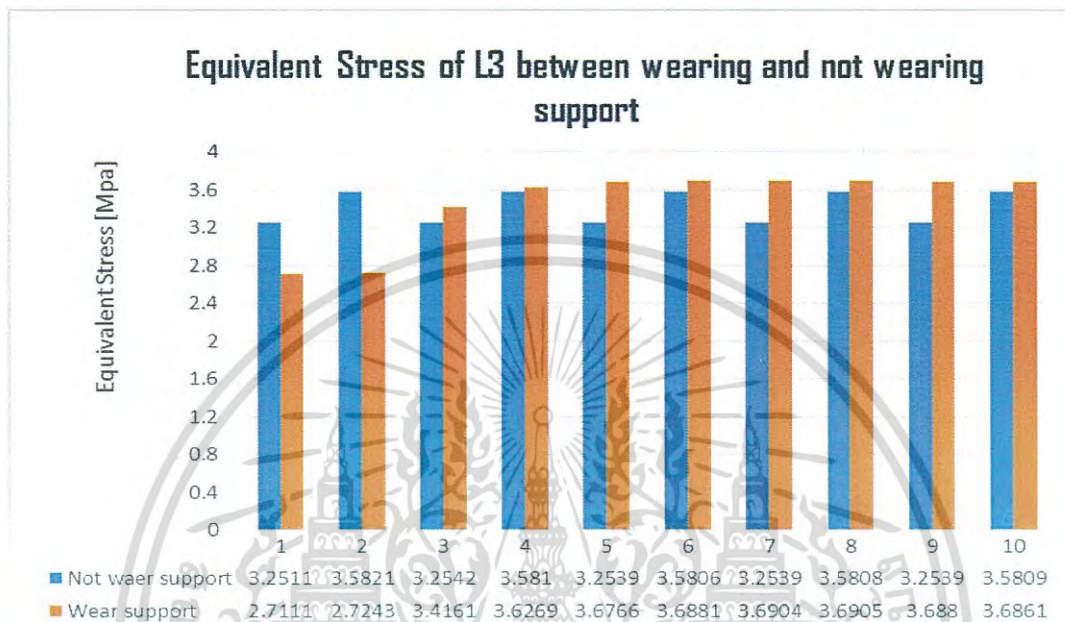
(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)



รูปที่ 4.38 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

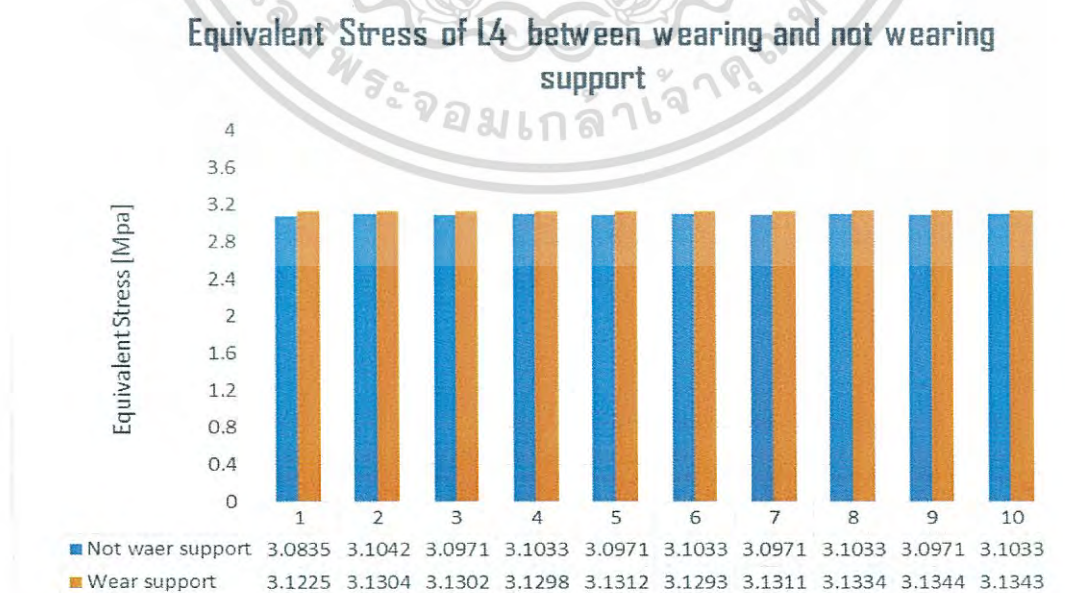
สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.39 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)

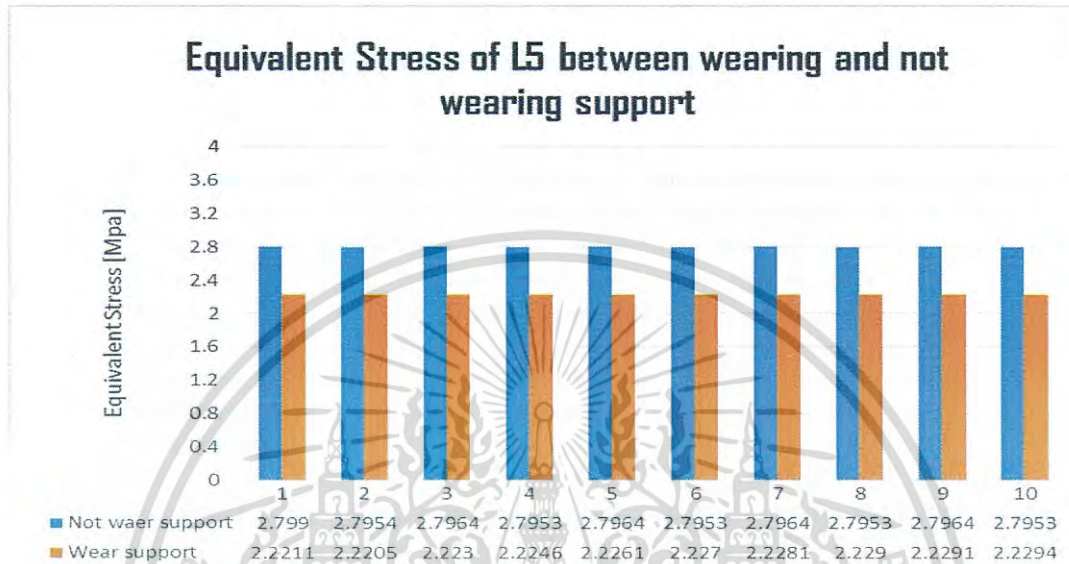


รูปที่ 4.40 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)



รูปที่ 4.41 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.1.3.6 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

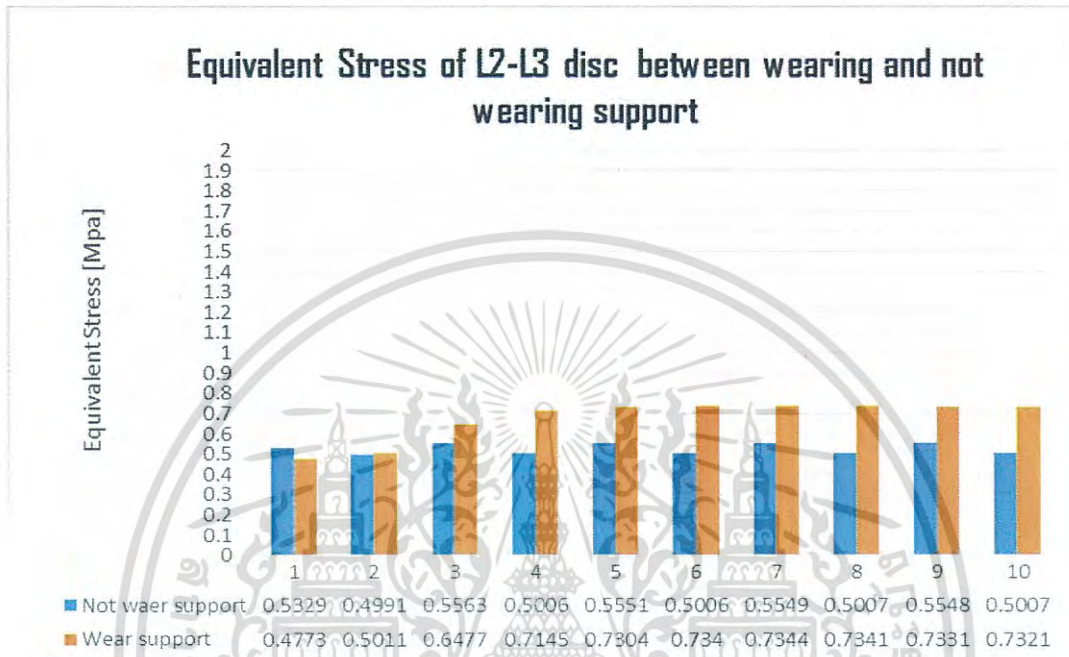
(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)



รูปที่ 4.42 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

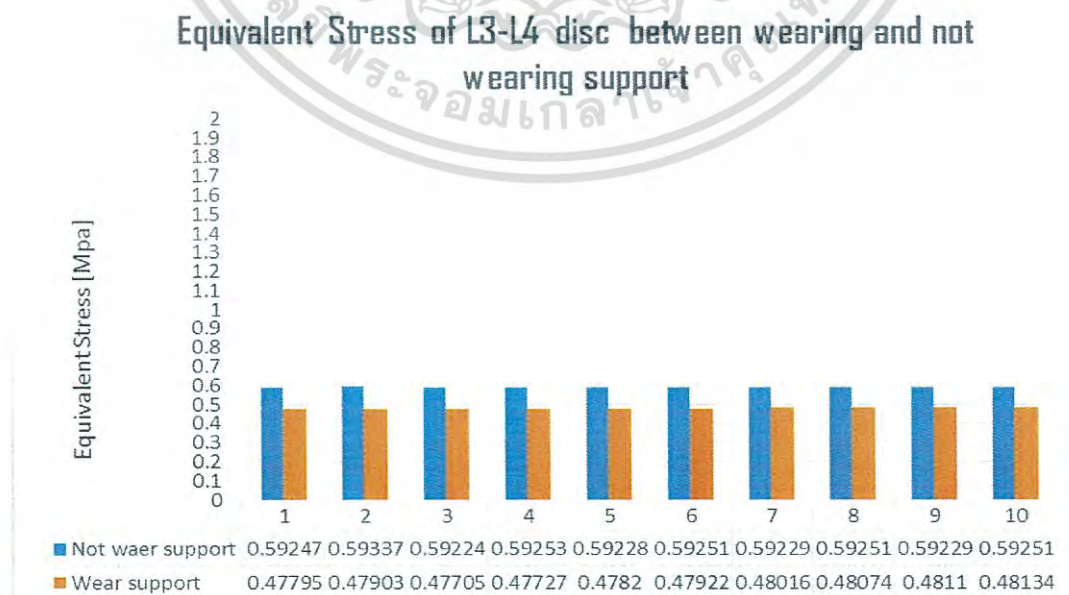
อันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.43 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)

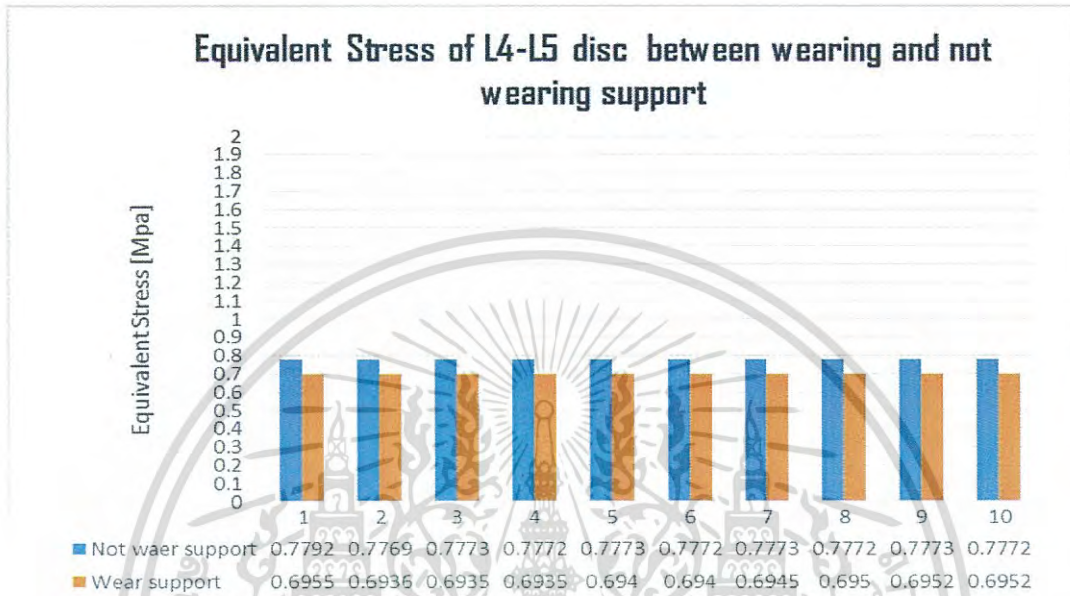


รูปที่ 4.44 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

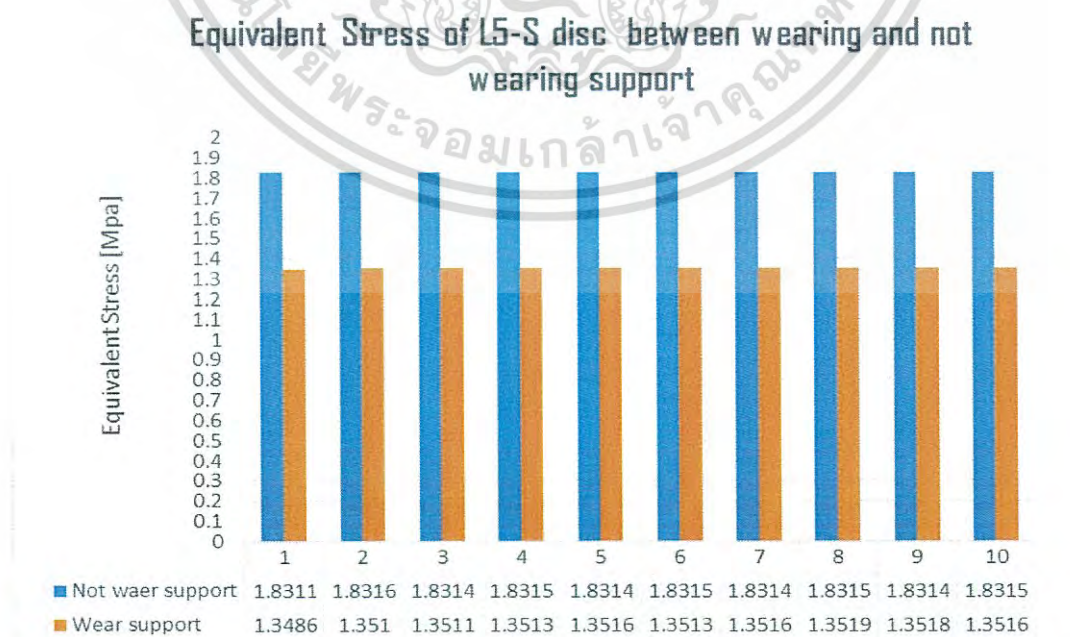
อันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.45 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับทีสี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)

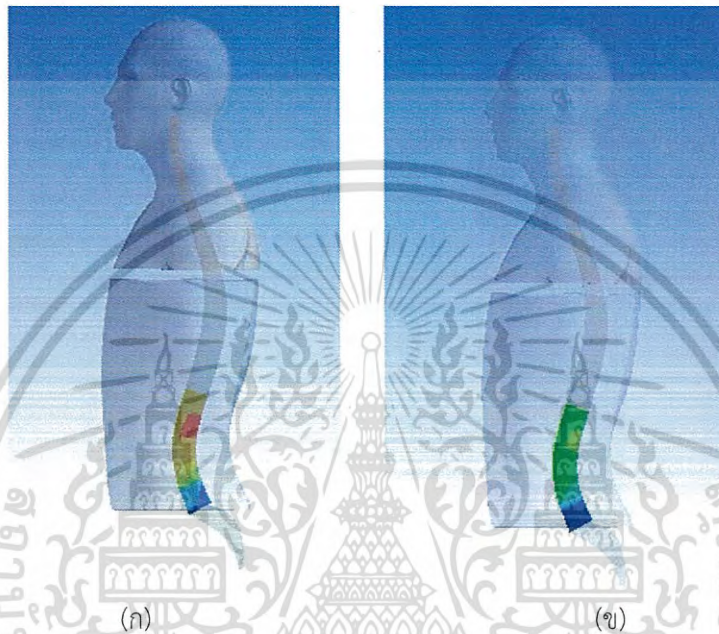


รูปที่ 4.46 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

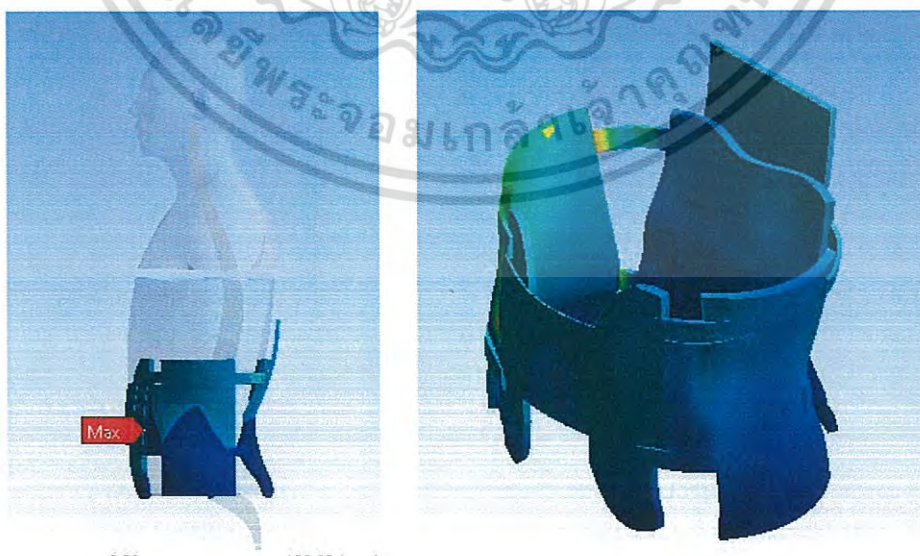
อันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.1.4 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังส่วนเอว (L1-L5) กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับเครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (lumbosacral orthosis supporter) ในท่าสะพานกระเป๋้า 15 kg

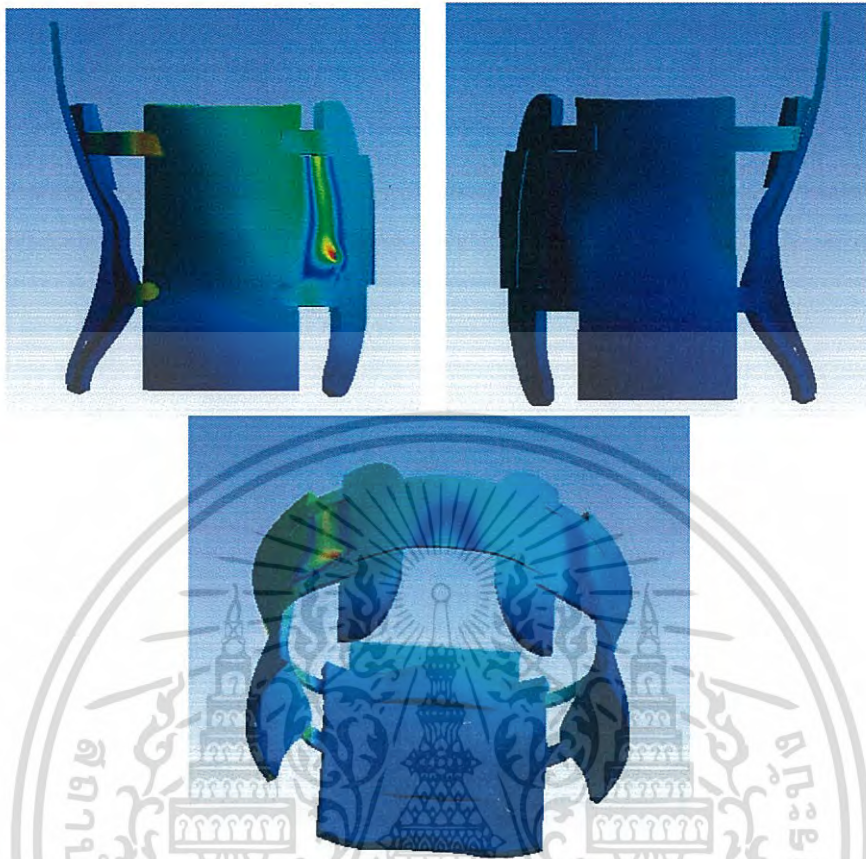
(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)



รูปที่ 4.47 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูก (ก) กรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (ข) กรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



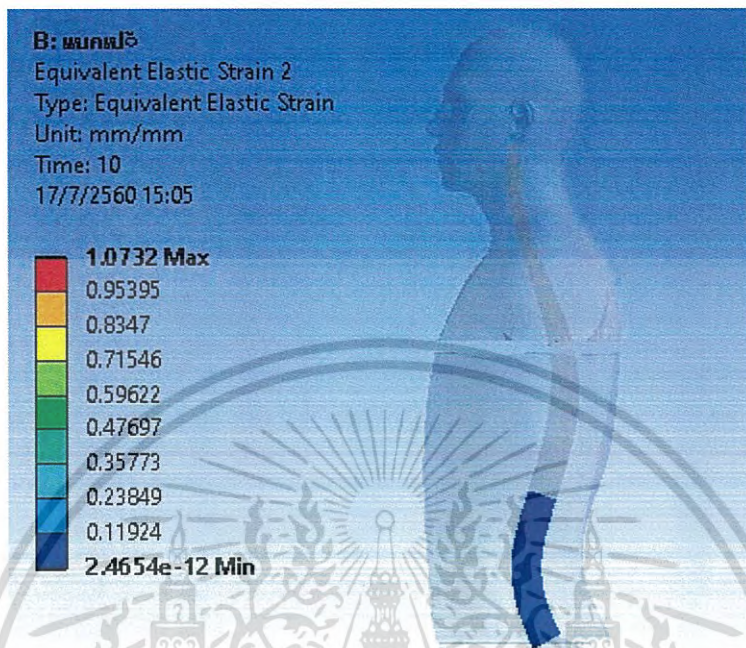
รูปที่ 4.48 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain)

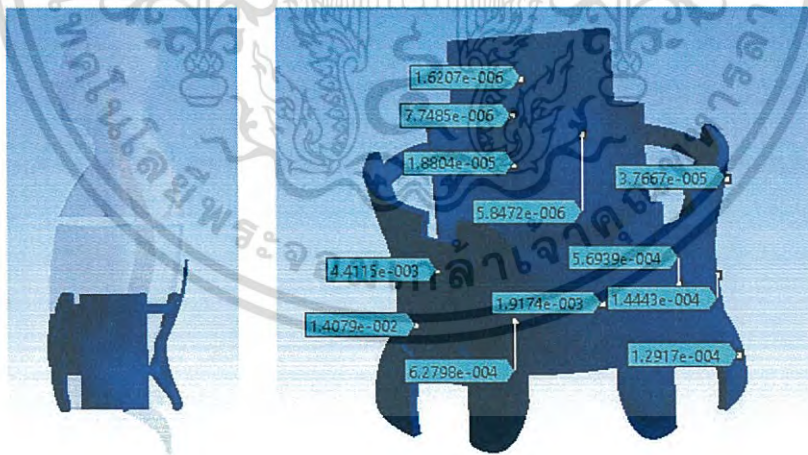


รูปที่ 4.49 ลักษณะของค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกเอว
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนเวลาสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ขึ้นด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

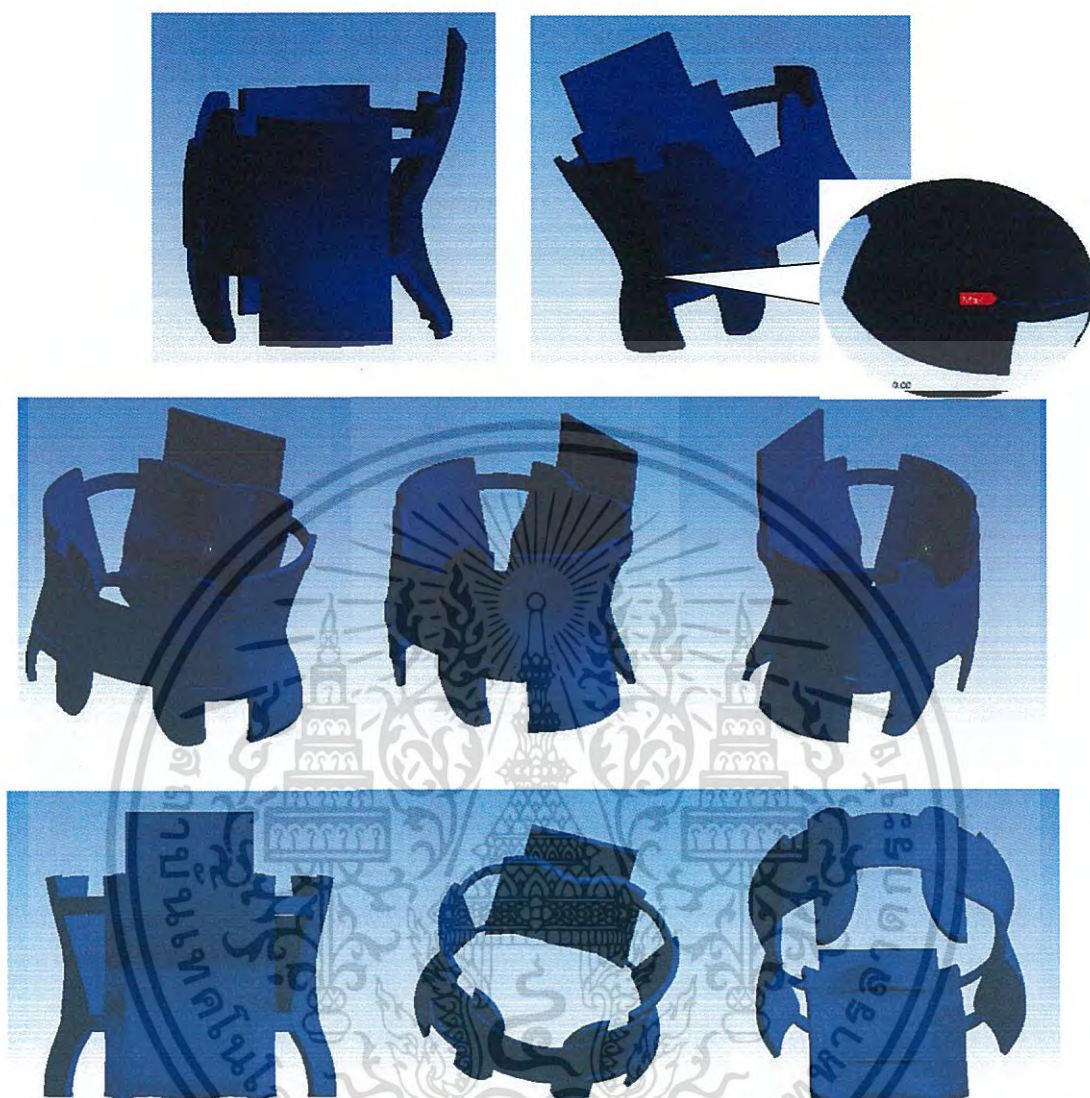
ไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



รูปที่ 4.50 ลักษณะของคาสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



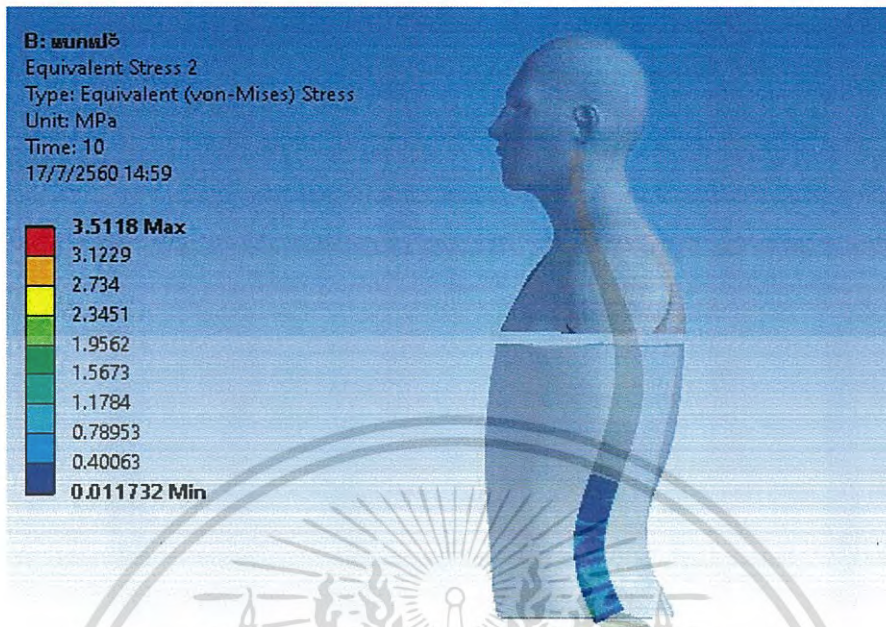
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



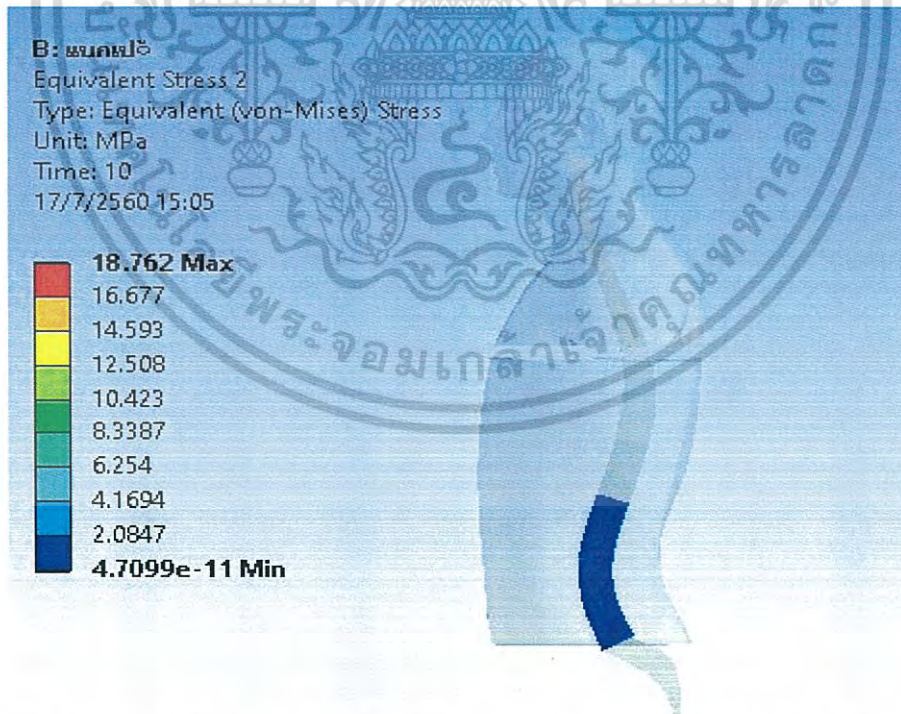
รูปที่ 4.51 ลักษณะของค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

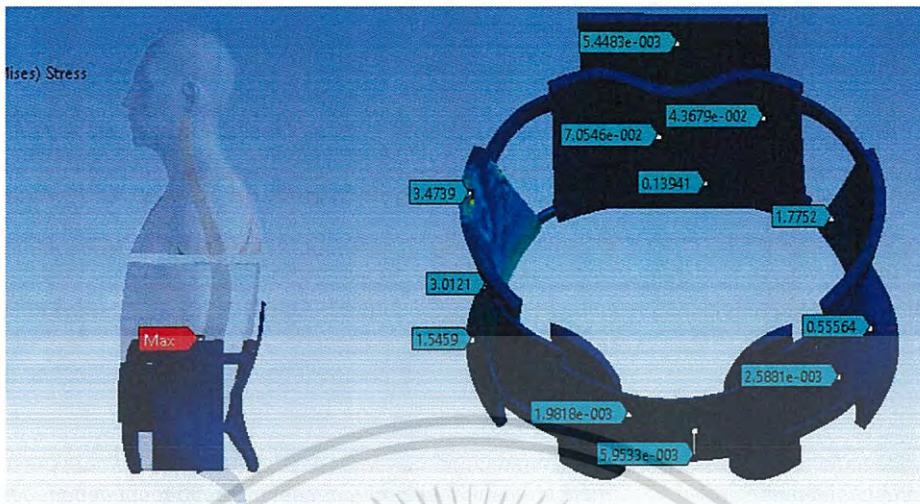


รูปที่ 4.52 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

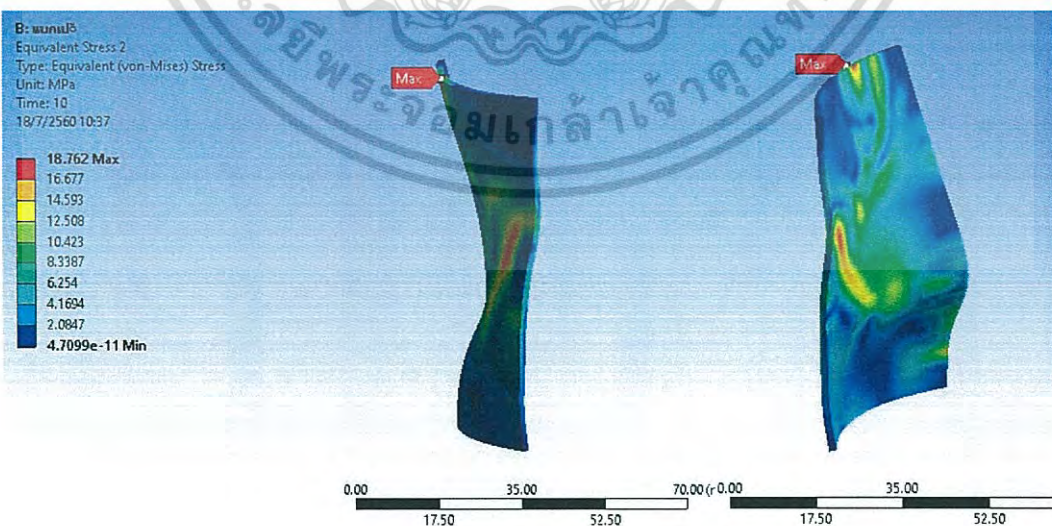


รูปที่ 4.53 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

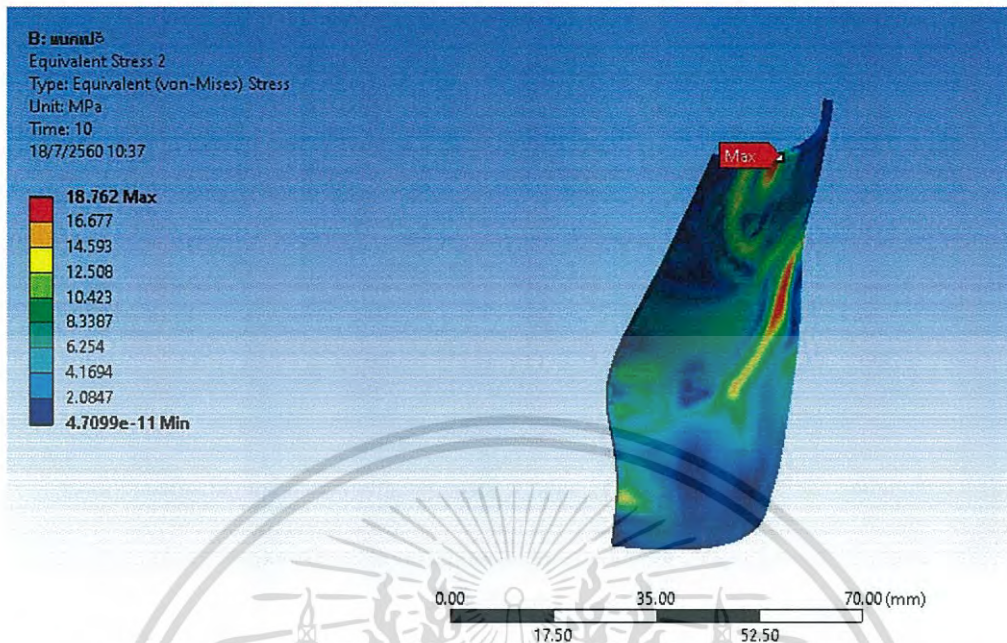
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.54 ลักษณะของลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



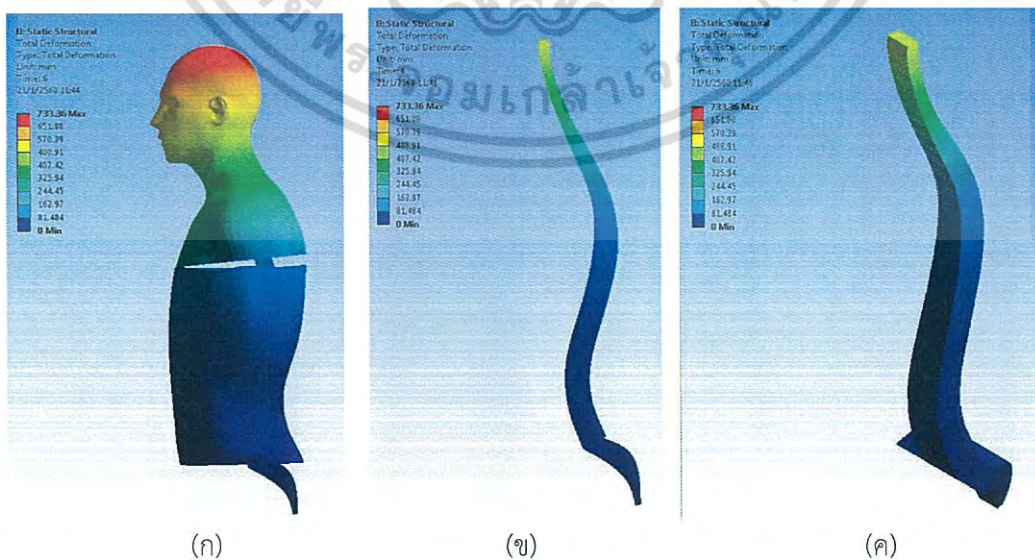
รูปที่ 4.55 ลักษณะของลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของแกนในส่วนช่วยพยุงที่ด้านซ้าย

4.2 ทำกัมไค้ง

4.2.1 ไชสันหล้ง ช่วงลำตัวและศึรชะ

4.2.1.1 ผลการเปลี่นเปล่งรูปทรง ค่ำควมเค้น ค่ำควมเครึยดโดยรวม

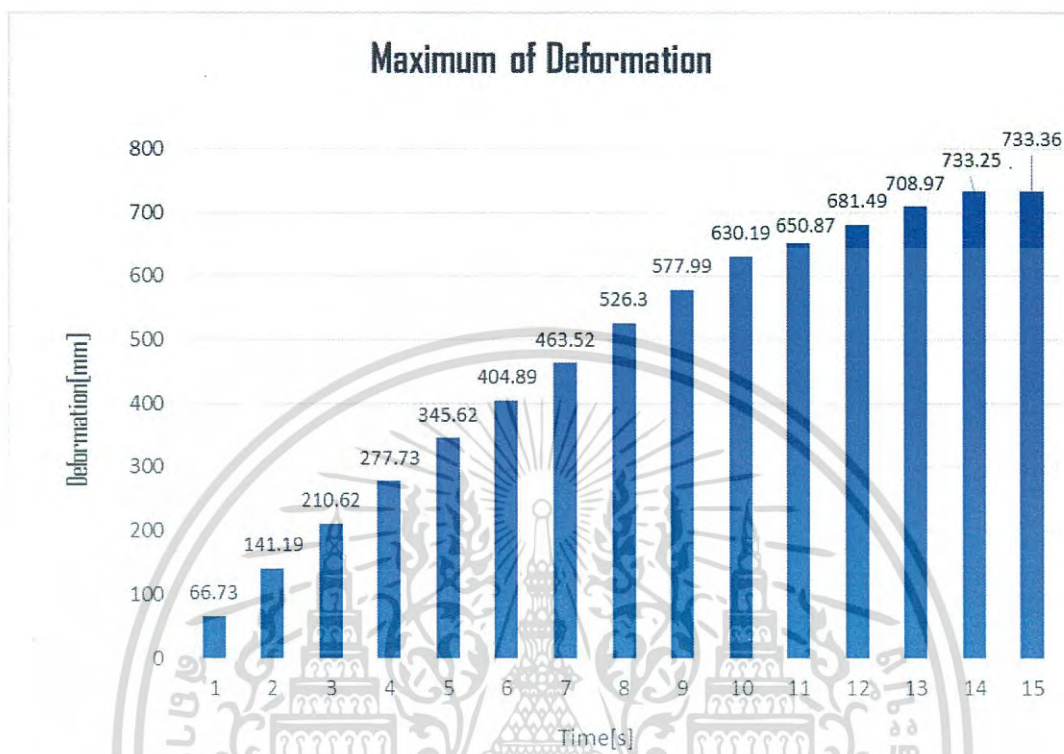
(1) การเปลี่นเปล่งรูปทรง (Deformation)



รูปที่ 4.56 ผลลัพธ์การเปลี่นเปล่งรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไชสันหล้ง ลำตัวและศึรชะ (ก) ด้านข้างของ

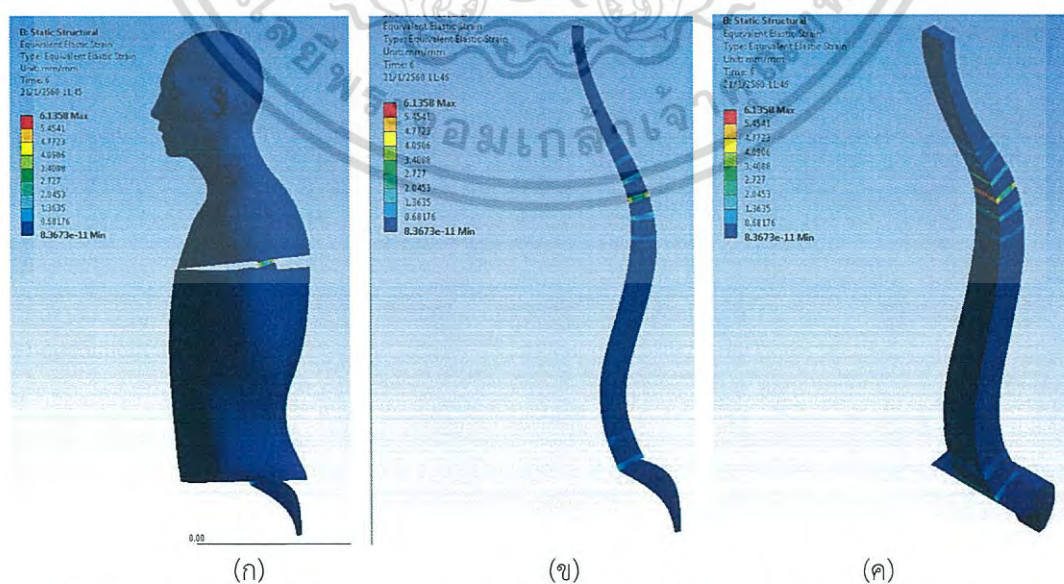
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง



รูปที่ 4.57 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

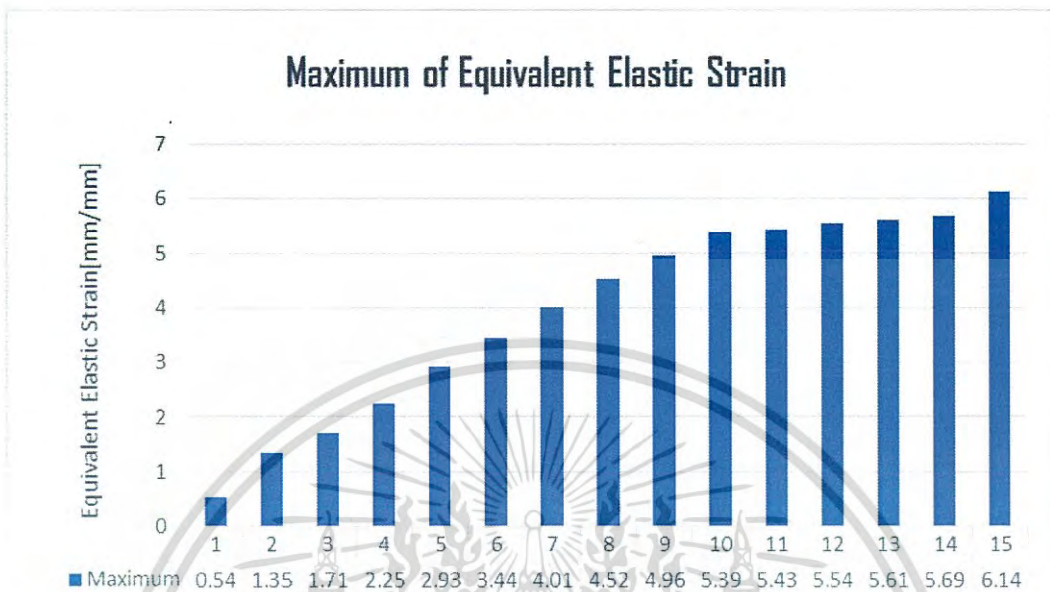
(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูป (Equivalent Elastic Strain)



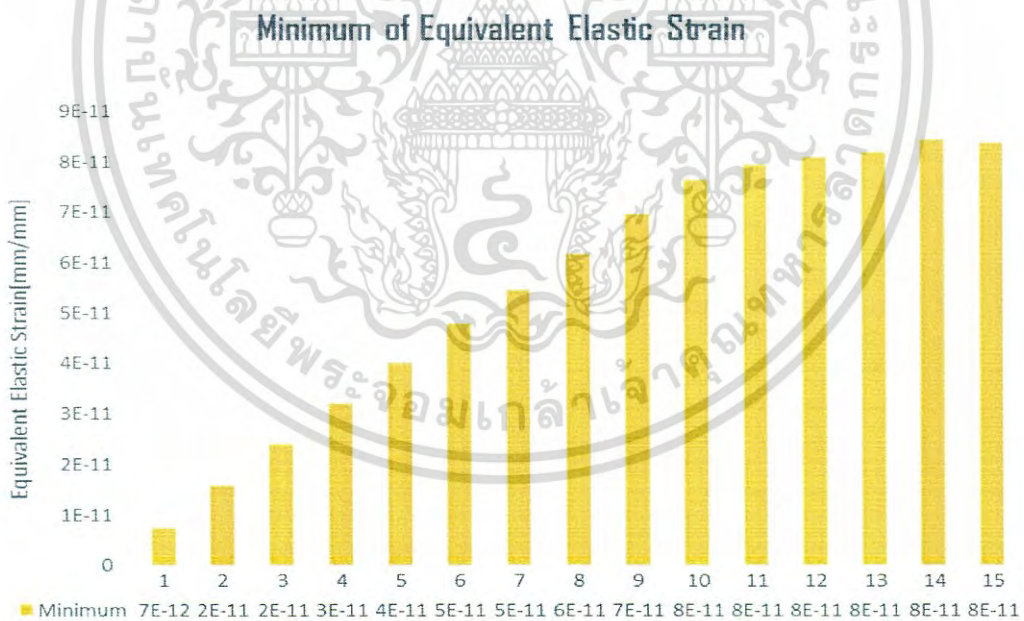
รูปที่ 4.58 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก)

ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไข
 เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่บนการคำ
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สั้นหลัง



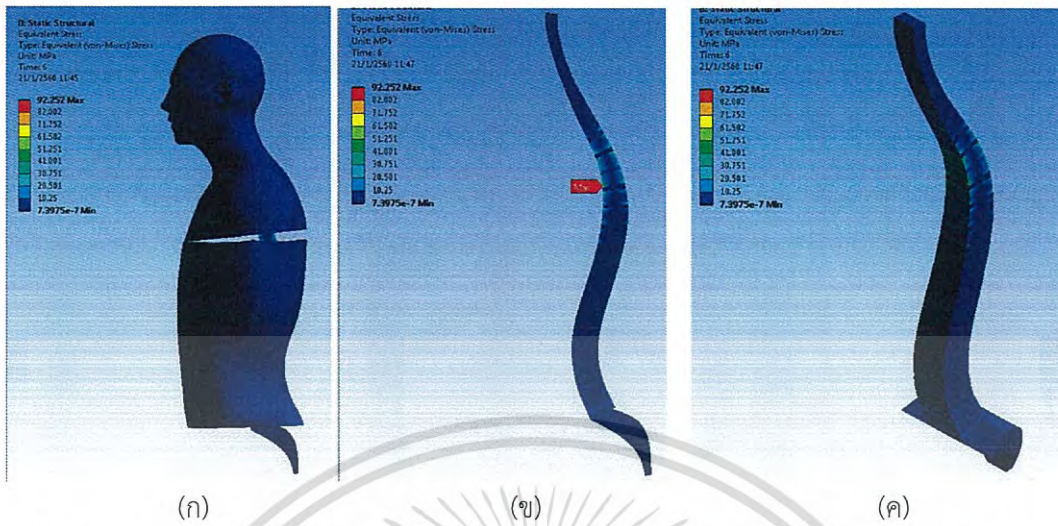
รูปที่ 4.59 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



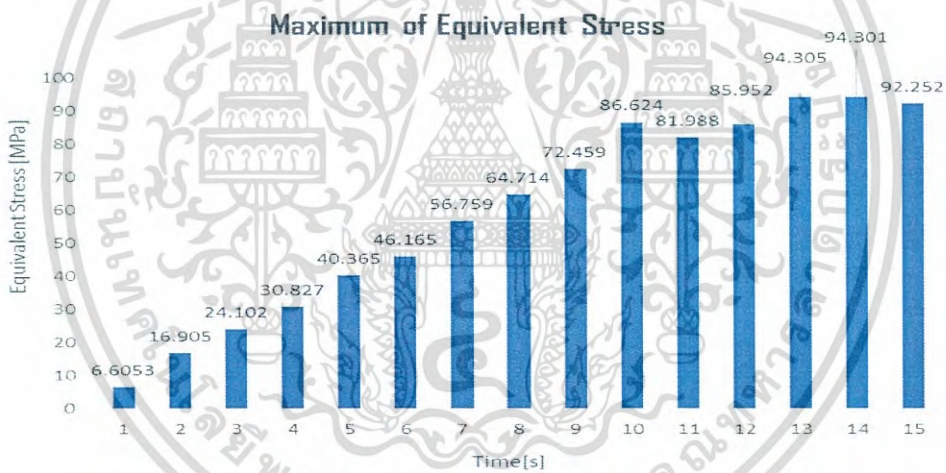
รูปที่ 4.60 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.61 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดล ส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ค) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง



รูปที่ 4.62 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



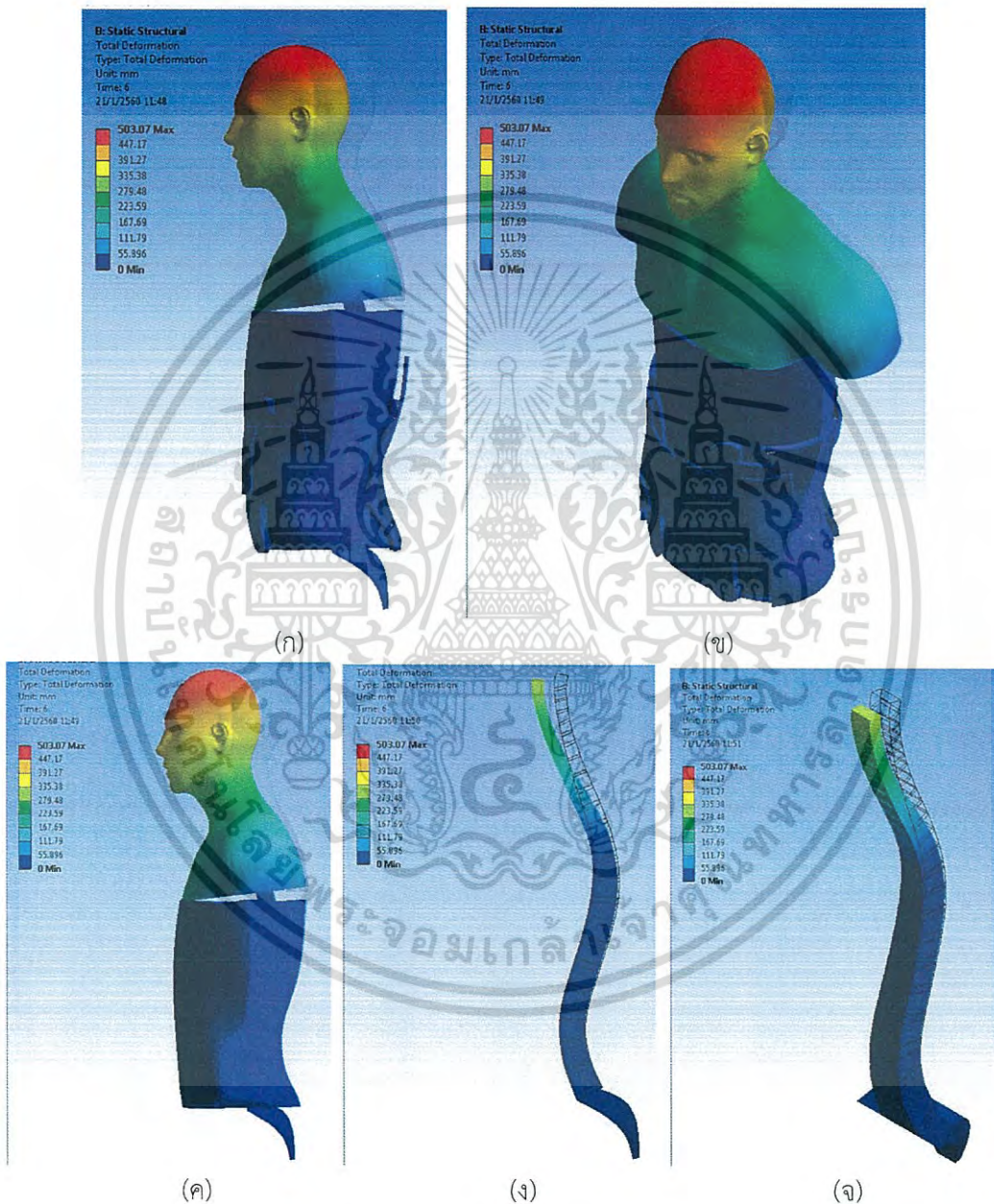
รูปที่ 4.63 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในเชิงวิชาการเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 ไขสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง

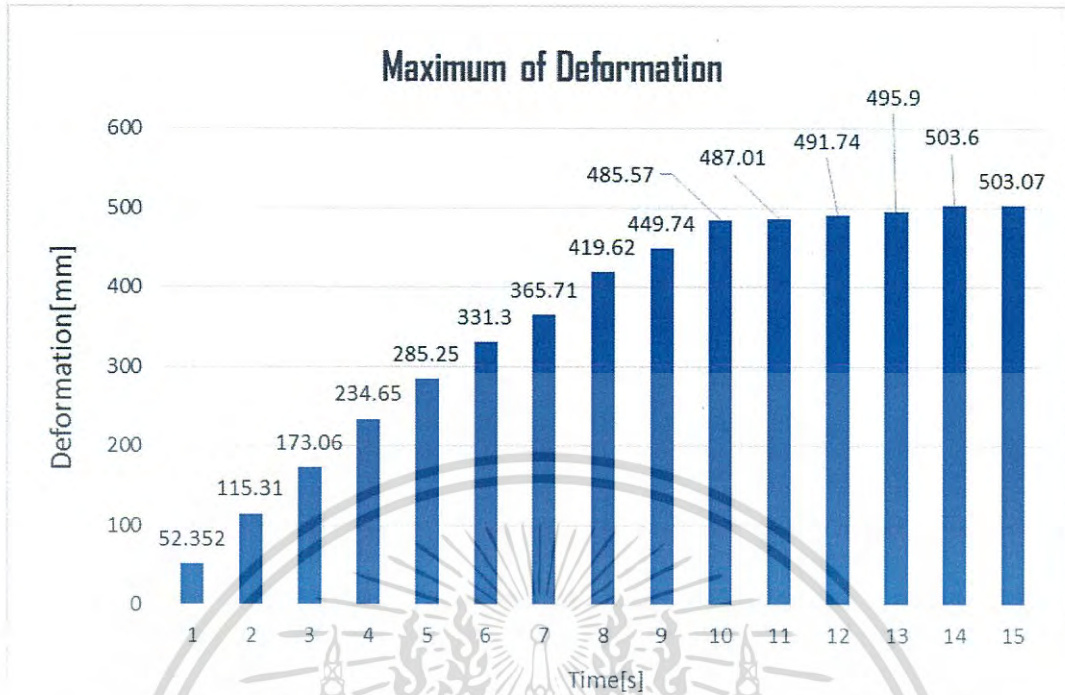
4.2.2.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)



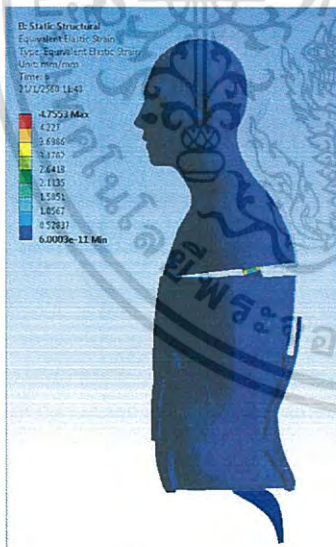
รูปที่ 4.64 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (จ) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

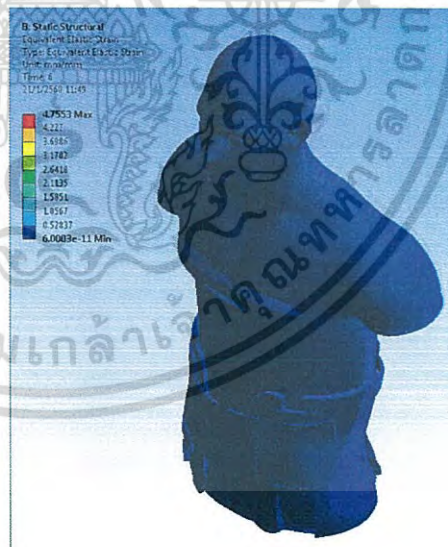


รูปที่ 4.65 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูป (Equivalent Elastic Strain)

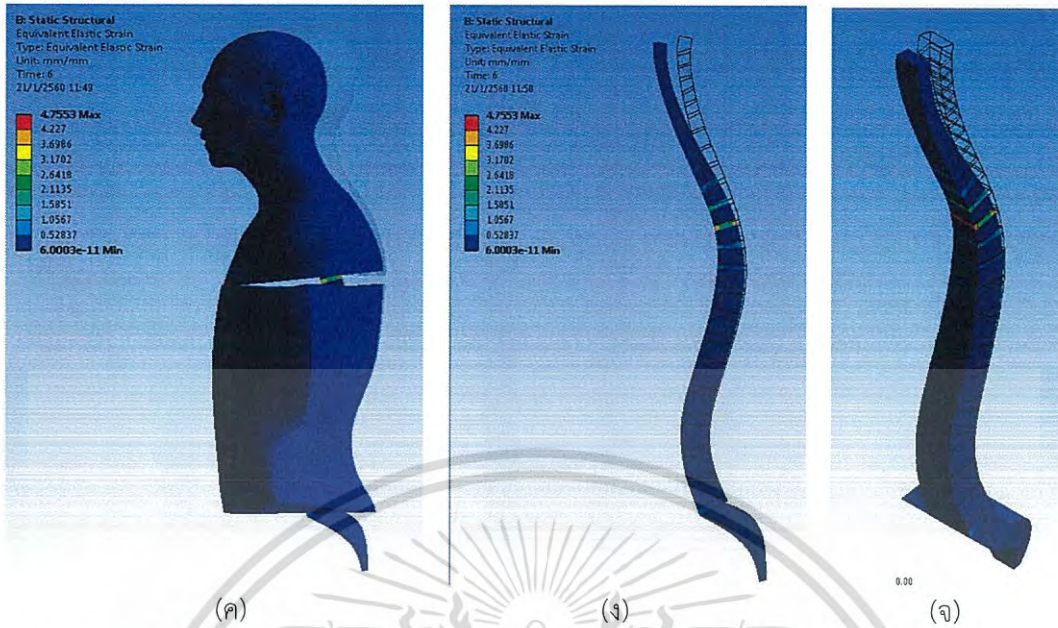


(ก)

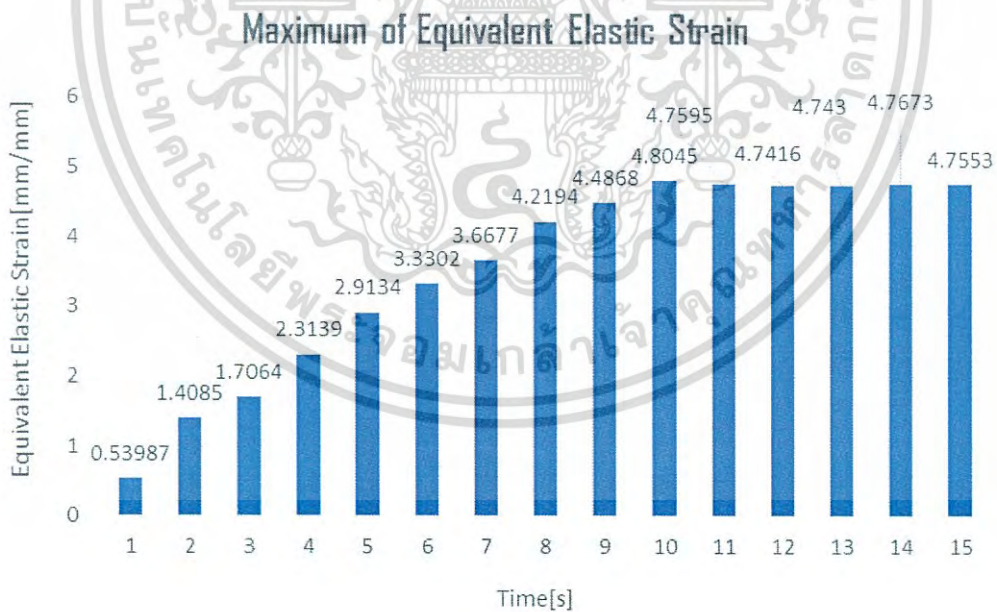


(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

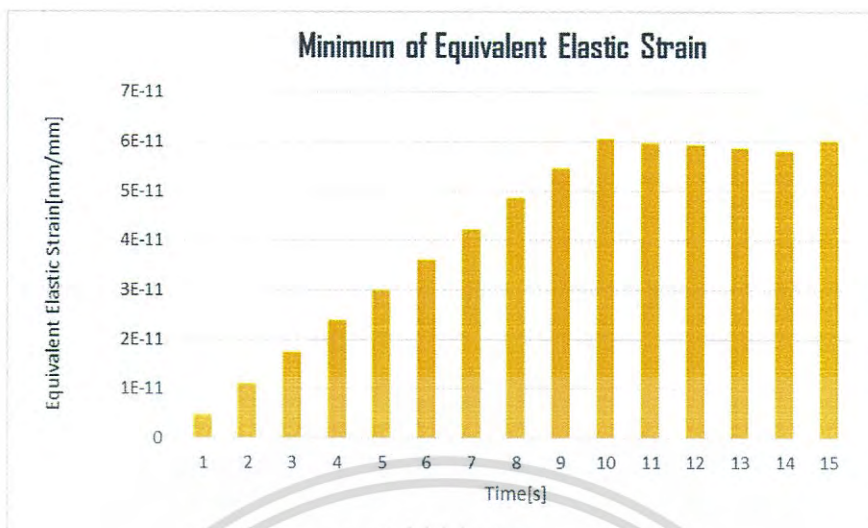


รูปที่ 4.66 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (จ) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง



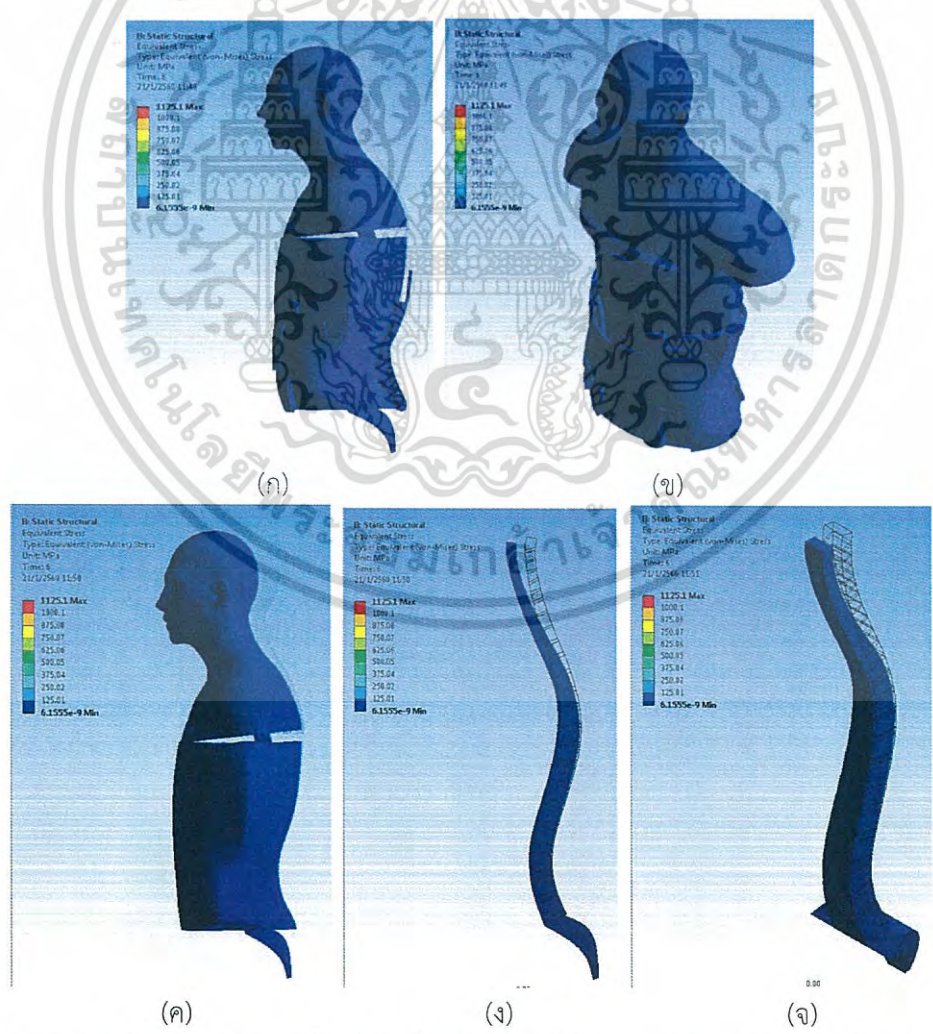
รูปที่ 4.67 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.68 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคั้นรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

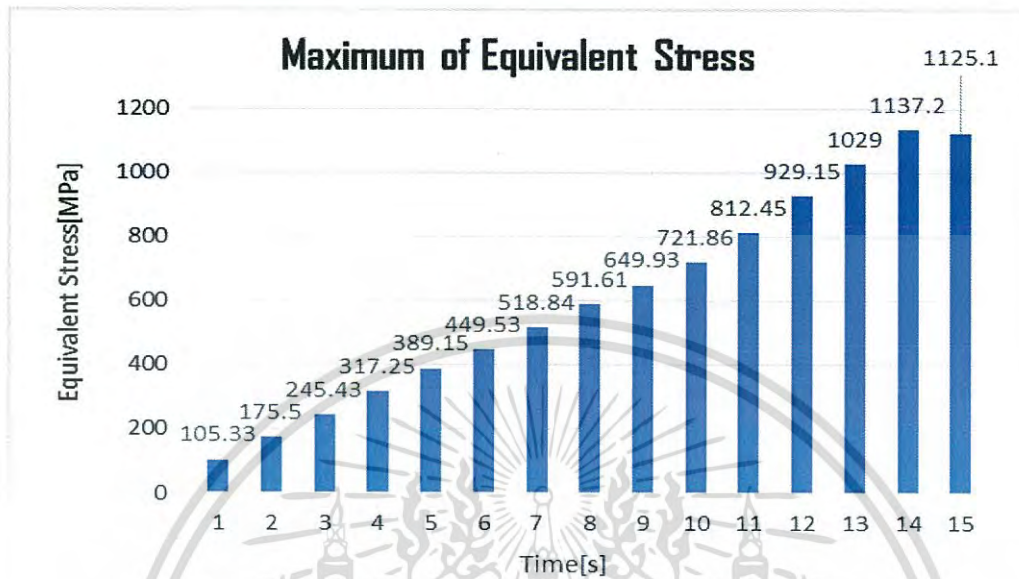
(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)



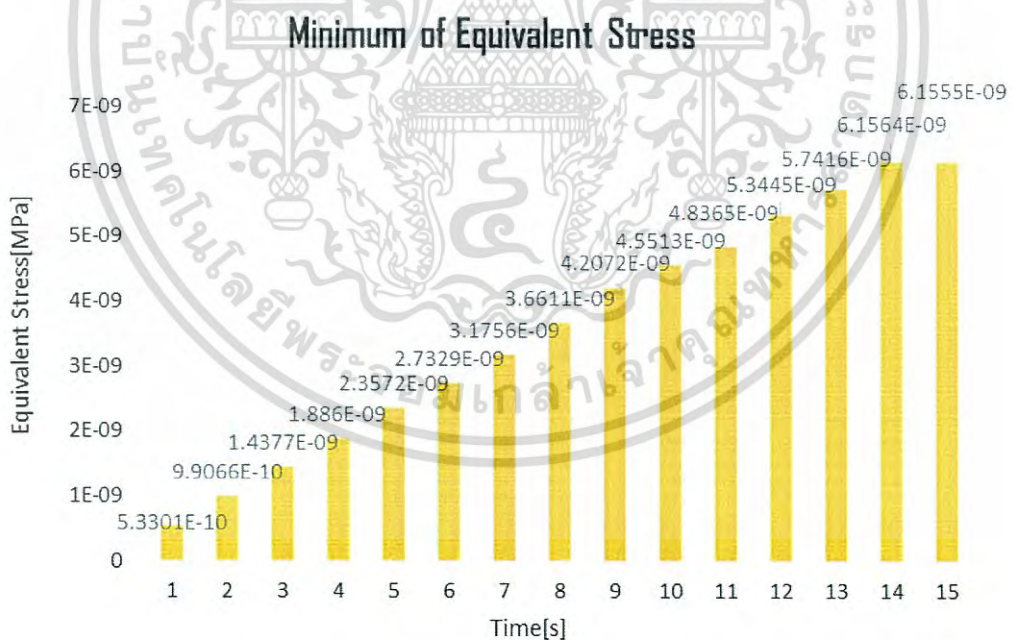
รูปที่ 4.69 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยาง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยาง
 (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (จ) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง



รูปที่ 4.70 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



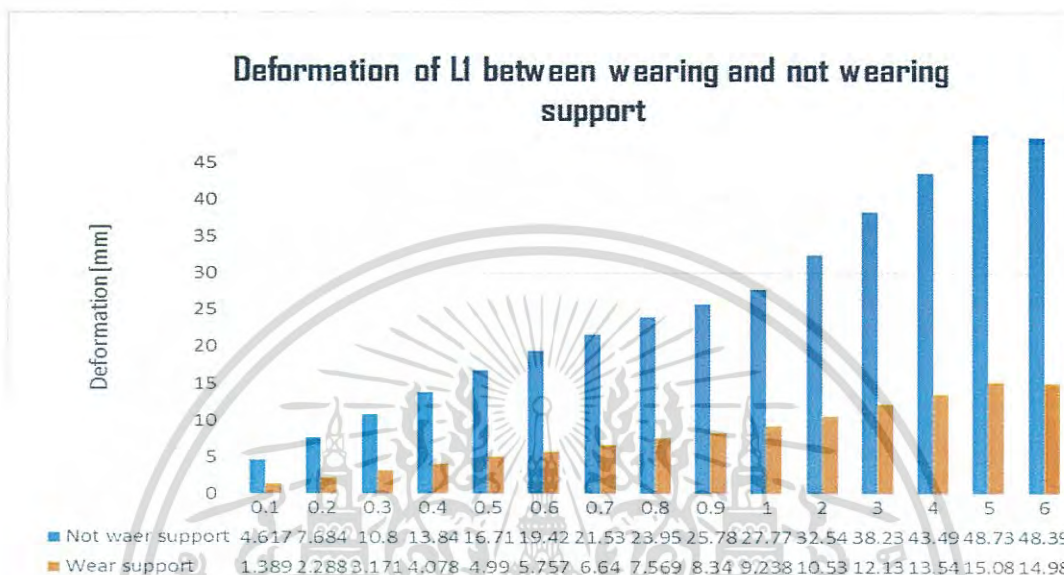
รูปที่ 4.71 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

4.2.3 ผลลัพธ์ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยางภายนอกสำหรับเฮอร์สำหรับท่าก้มโค้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

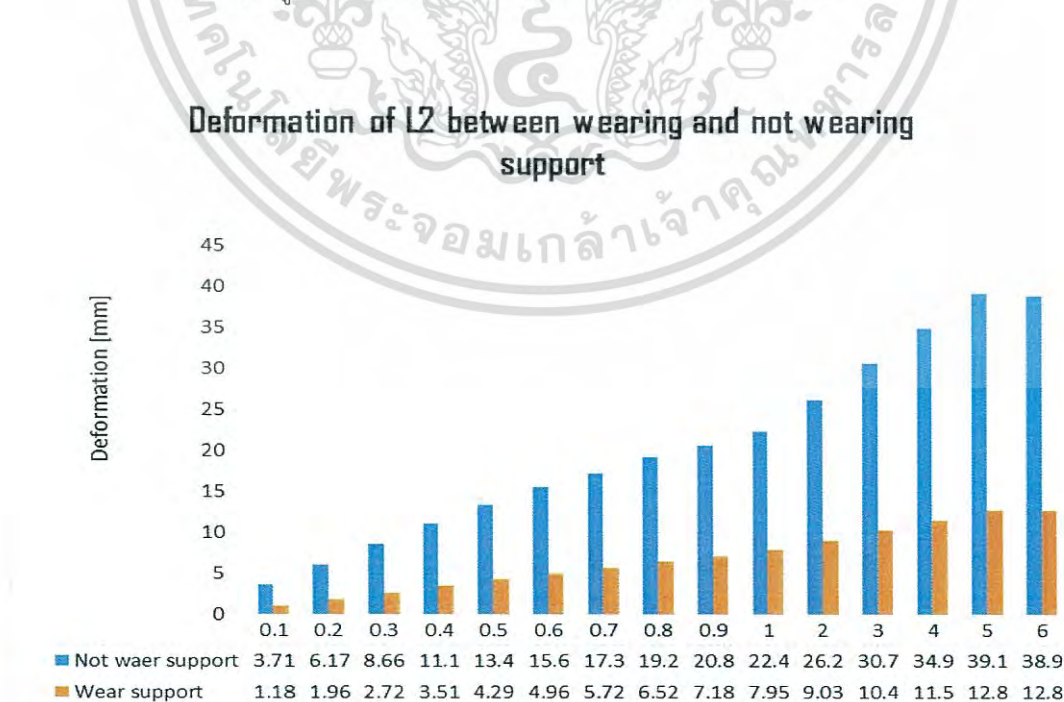
4.2.3.1 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว
 อันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับ
 เอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)



รูปที่ 4.72 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

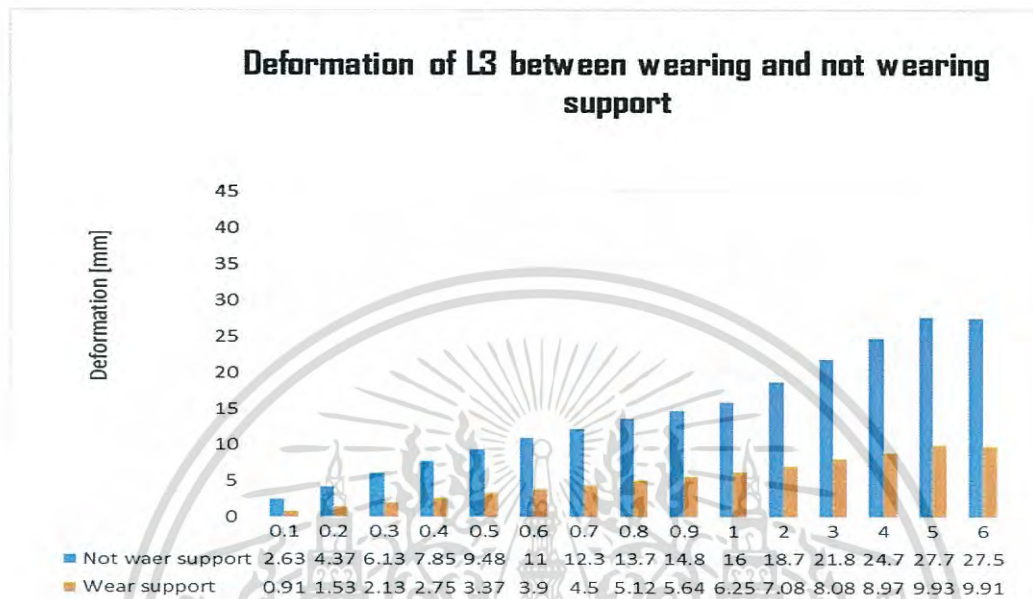


รูปที่ 4.73 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

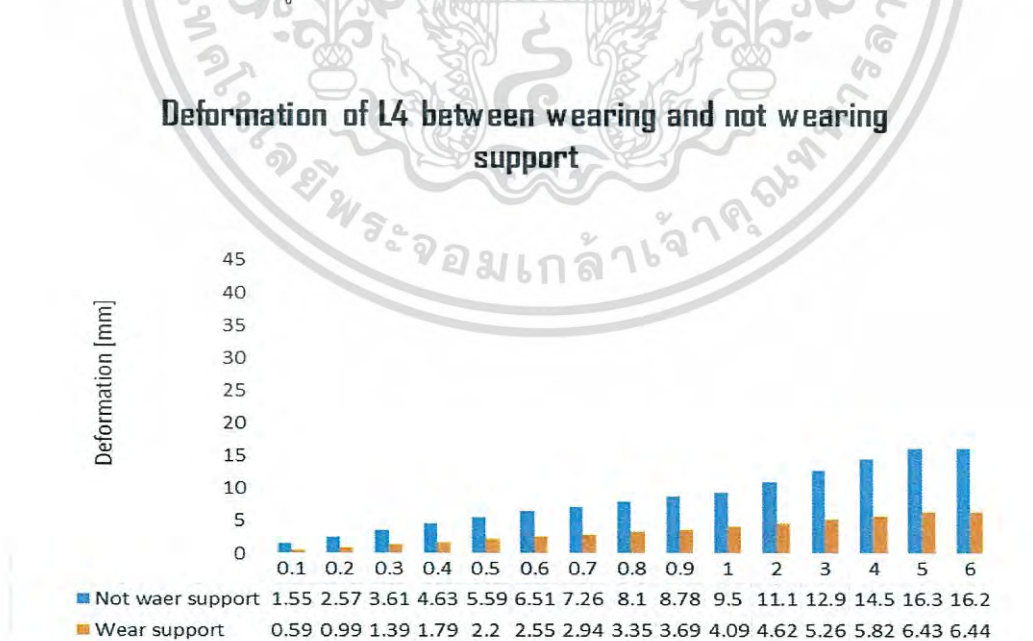
ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.74 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

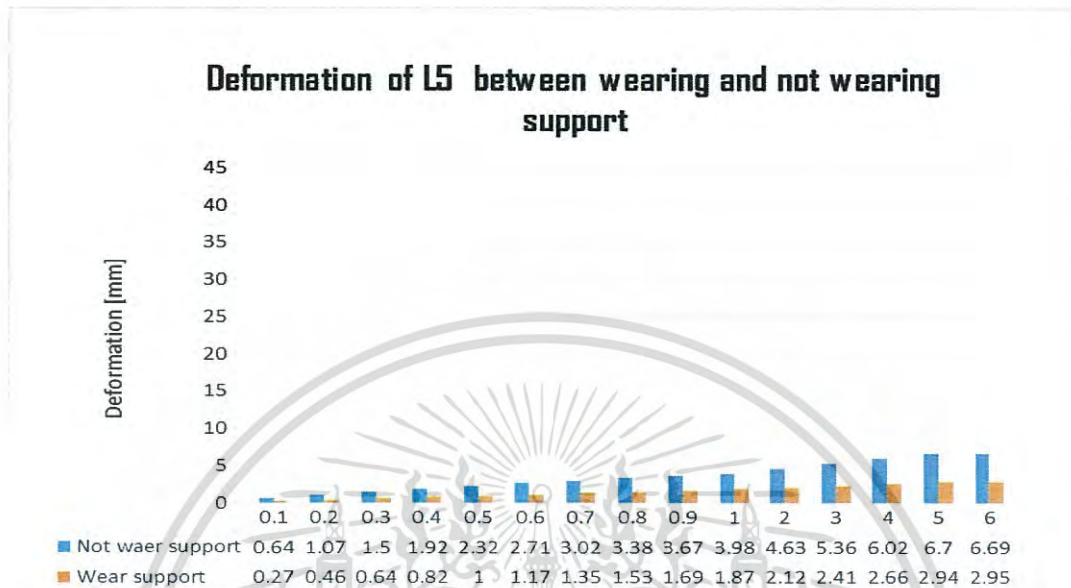
(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)



รูปที่ 4.75 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

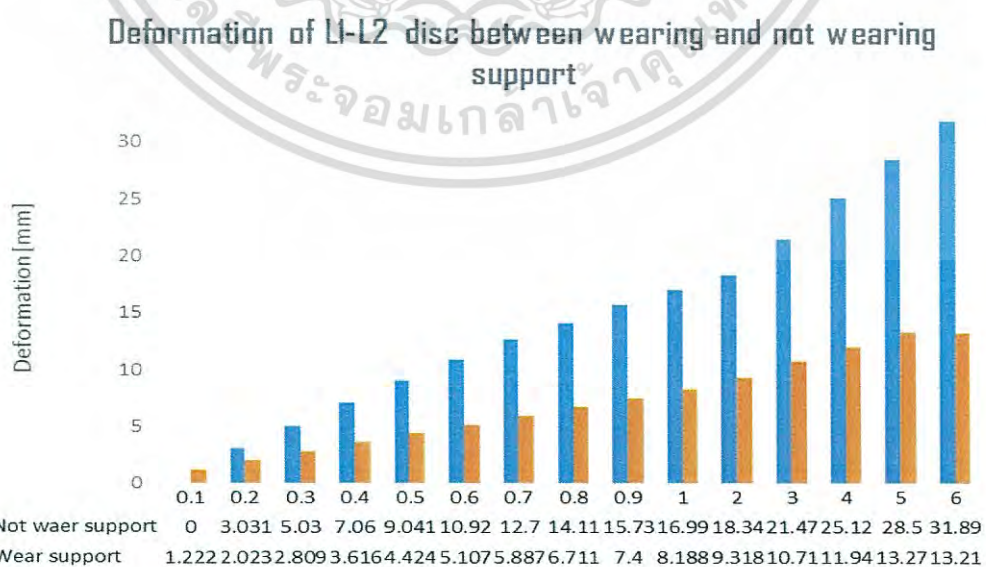
(5) ภาวะดูไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)



รูปที่ 4.76 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.2.3.2 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)

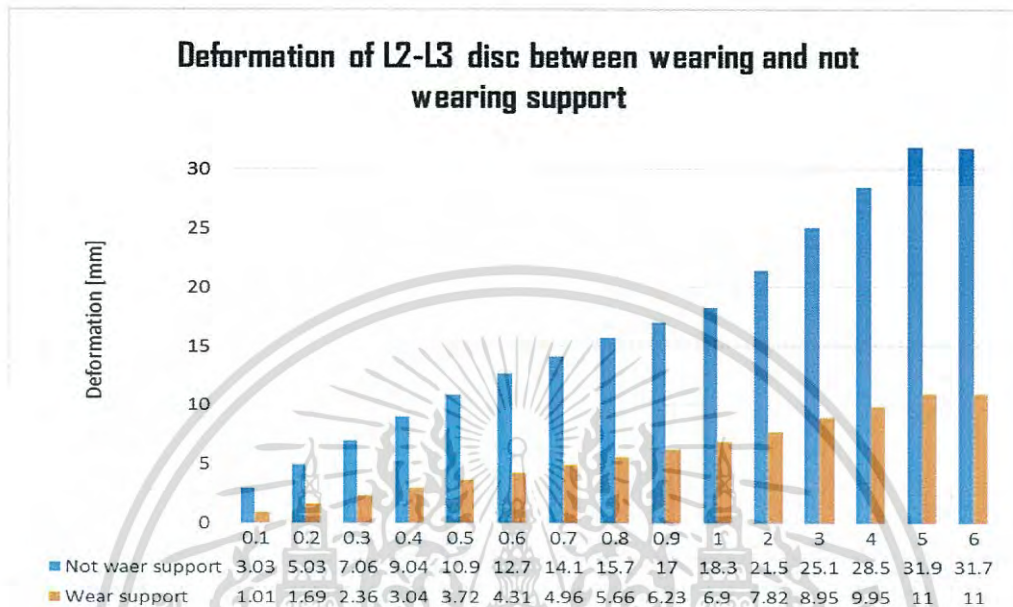


รูปที่ 4.77 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

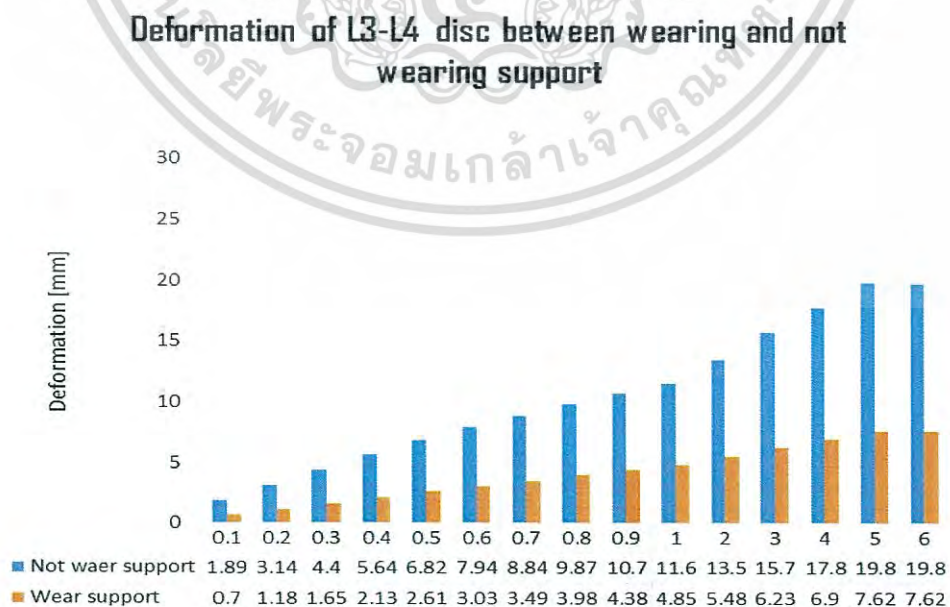
ที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.78 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)

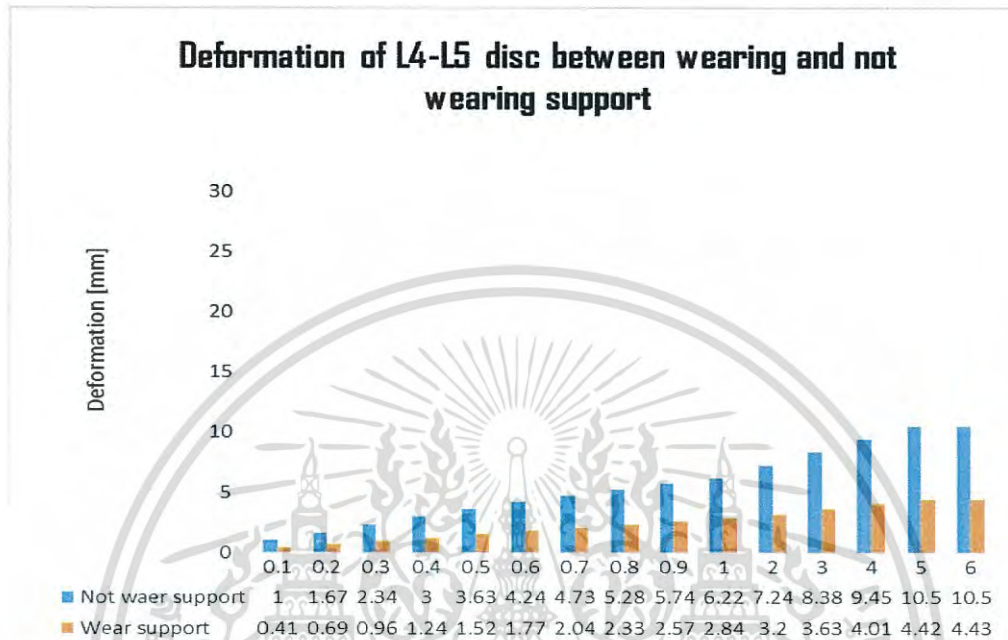


รูปที่ 4.79 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

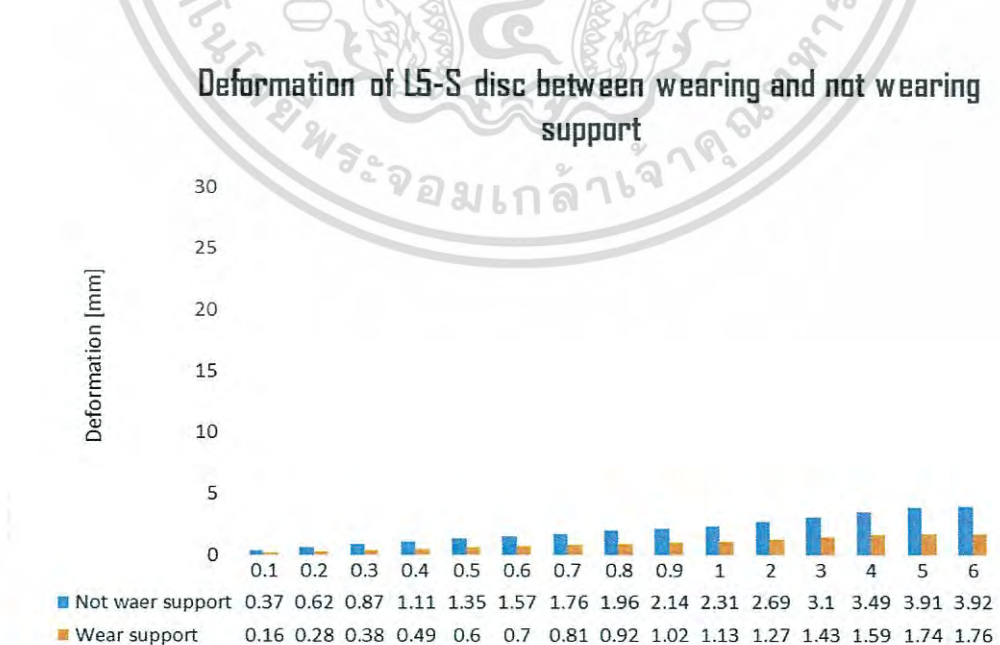
ที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.80 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)



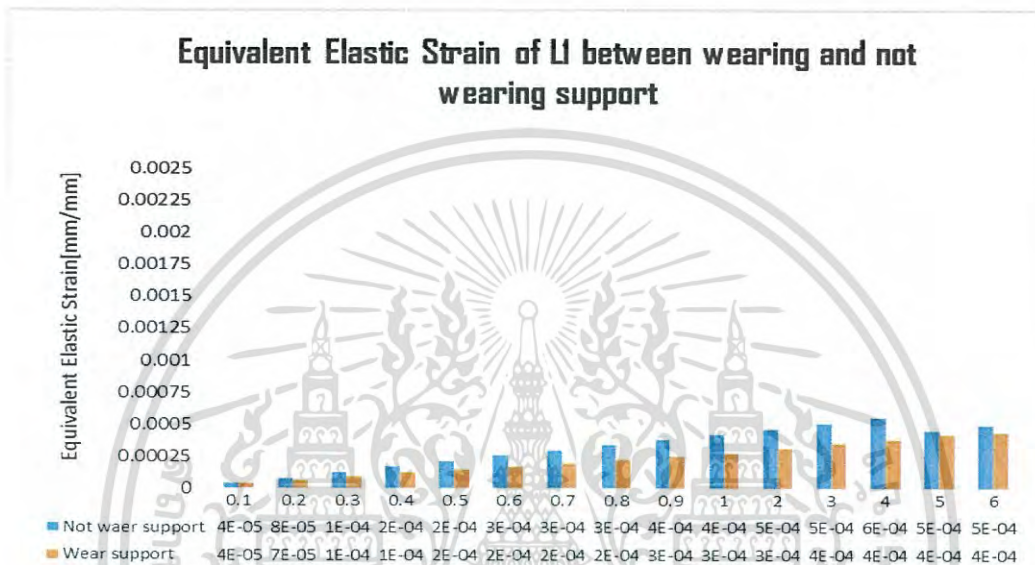
รูปที่ 4.81 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

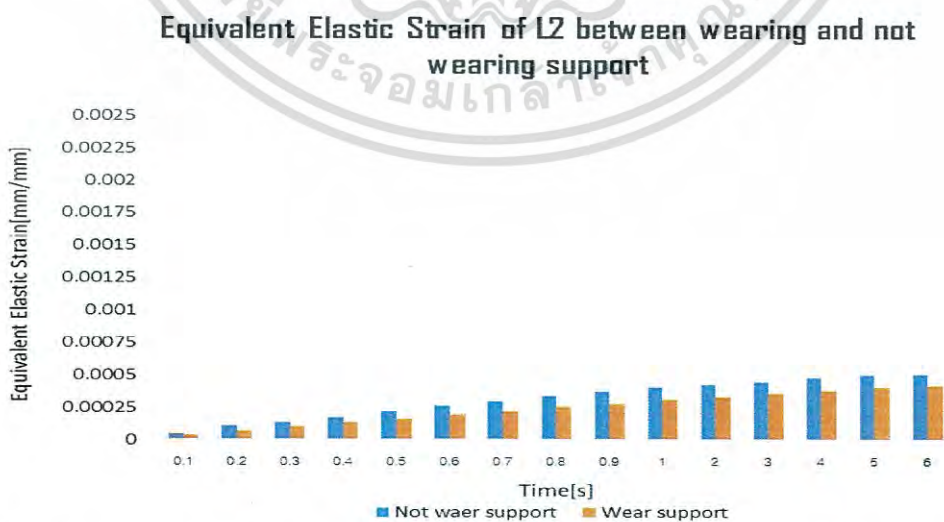
4.2.3.3 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)



รูปที่ 4.82 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

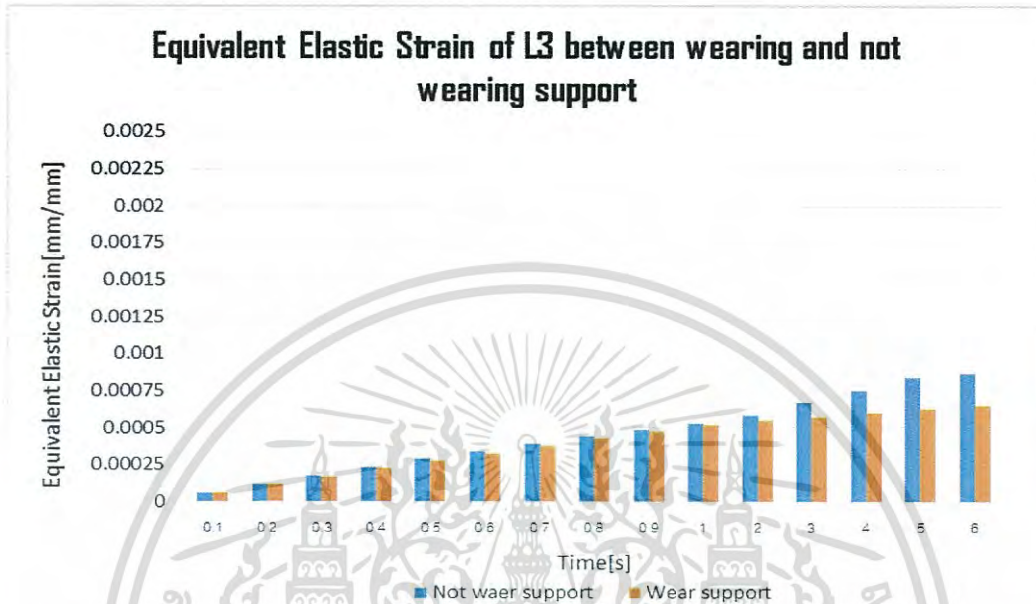


รูปที่ 4.83 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

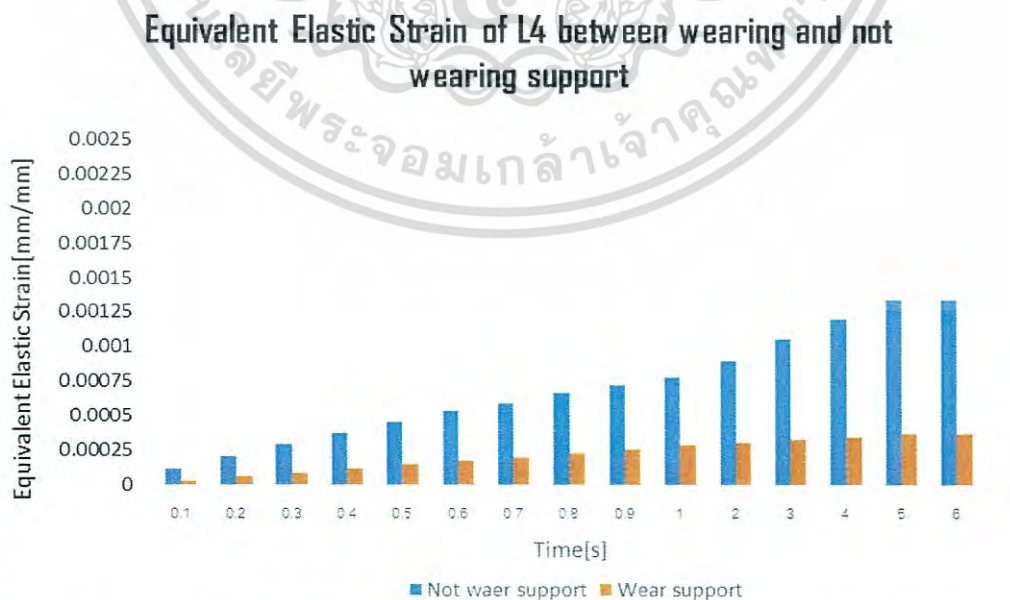
อันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.84 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)

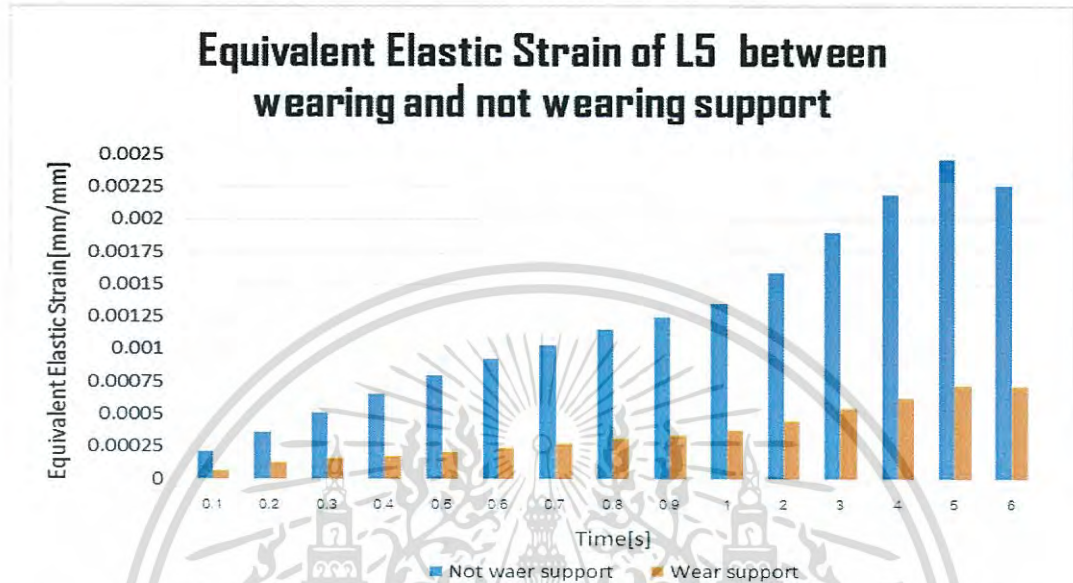


รูปที่ 4.85 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

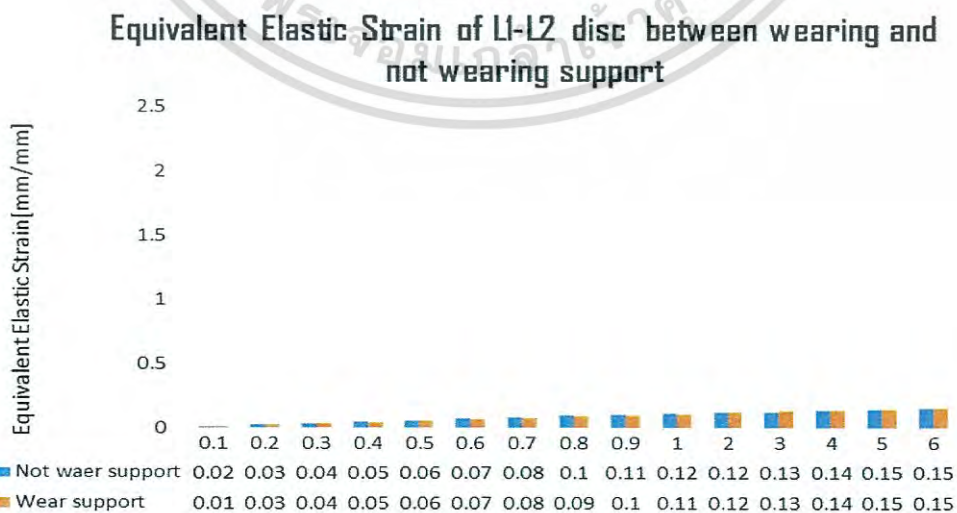
(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)



รูปที่ 4.86 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.2.3.4 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)

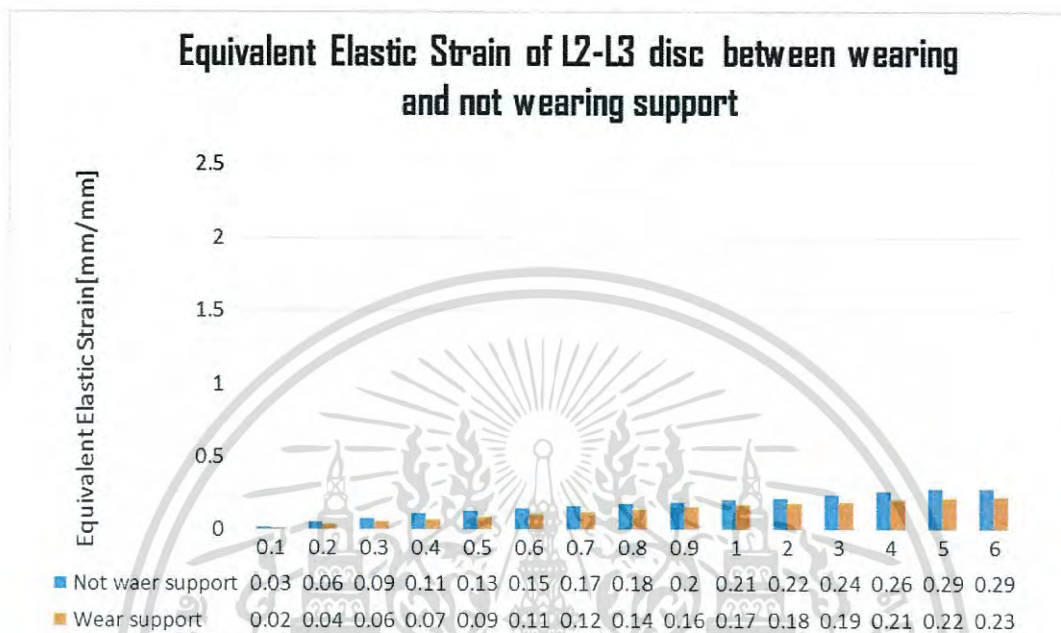


รูปที่ 4.87 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

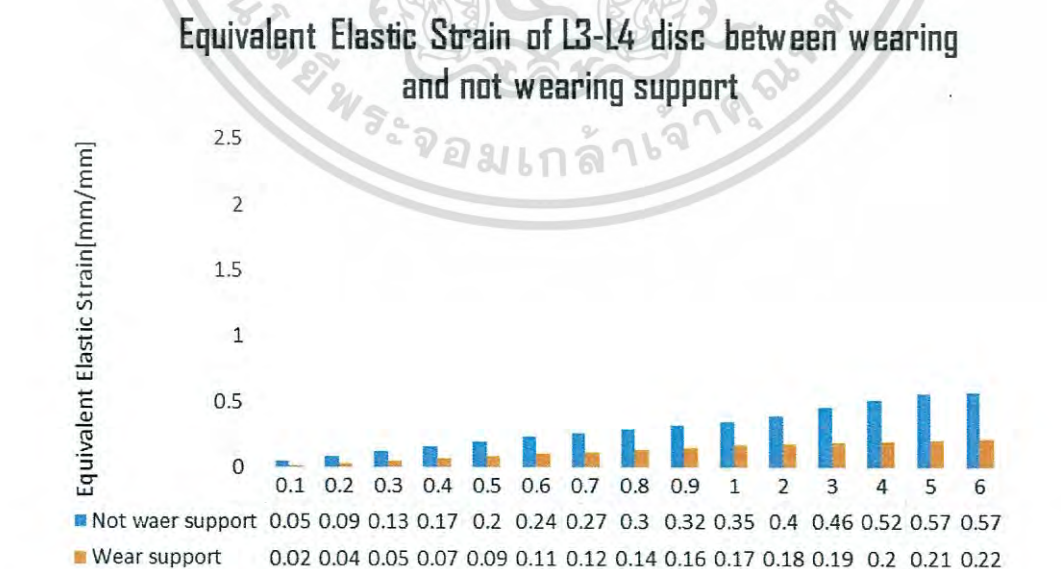
ส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.88 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

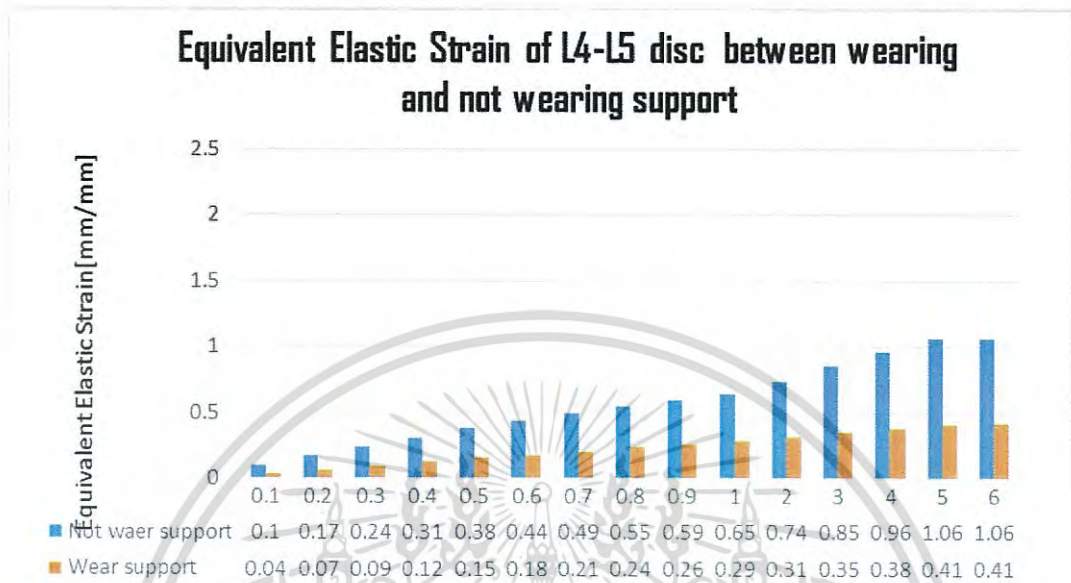
(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)



รูปที่ 4.89 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

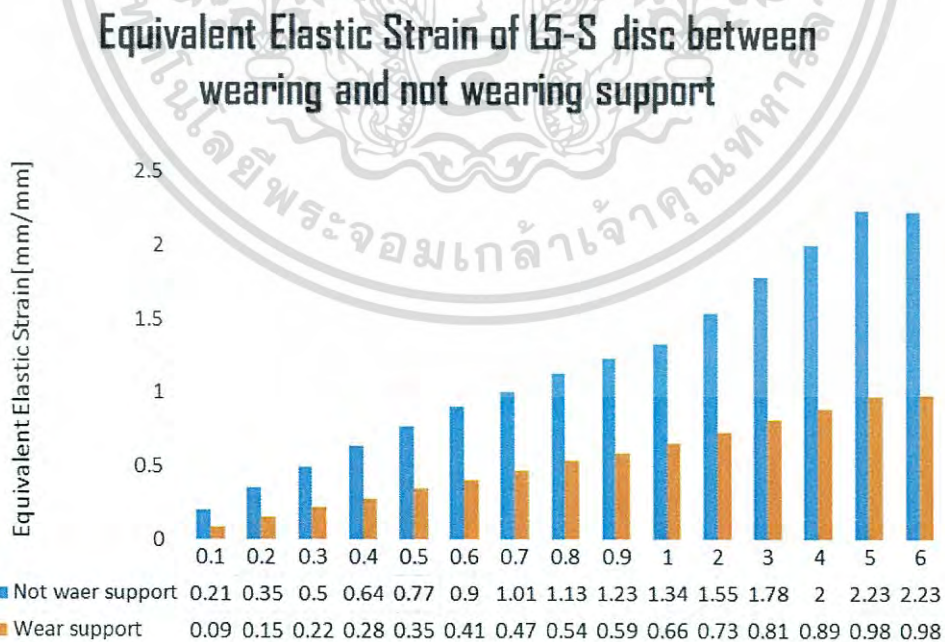
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.90 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)



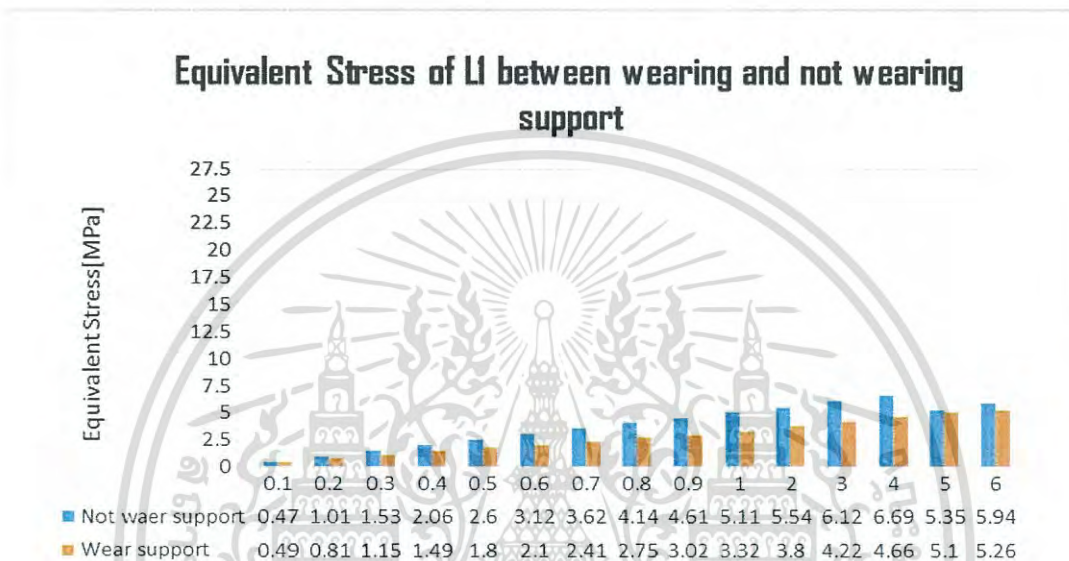
รูปที่ 4.91 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

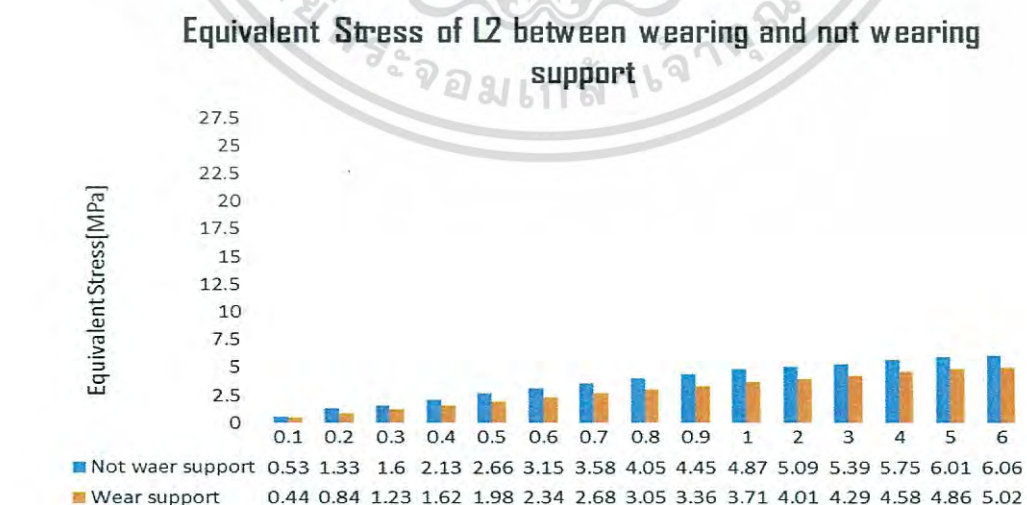
4.2.3.5 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)



รูปที่ 4.92 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)

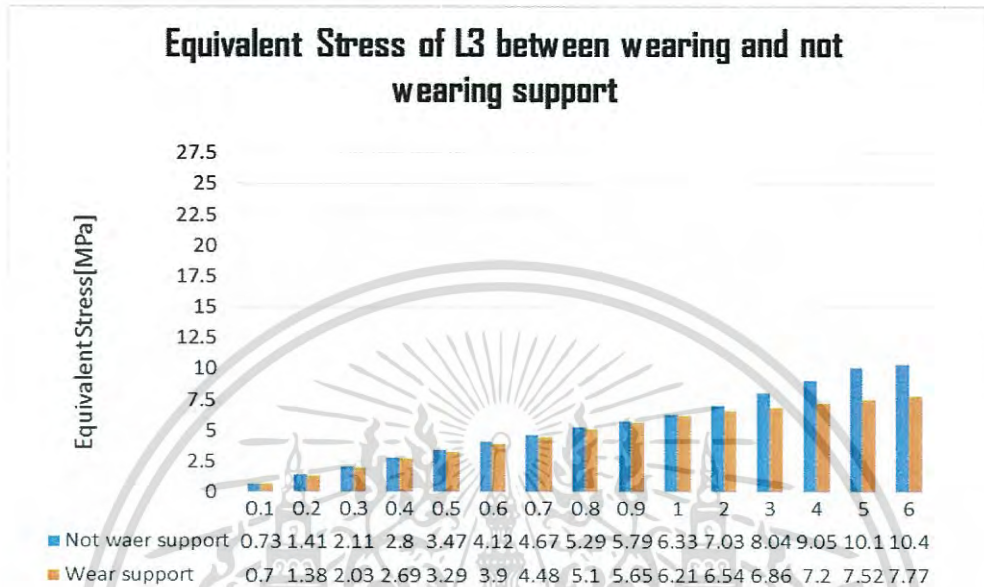


รูปที่ 4.93 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

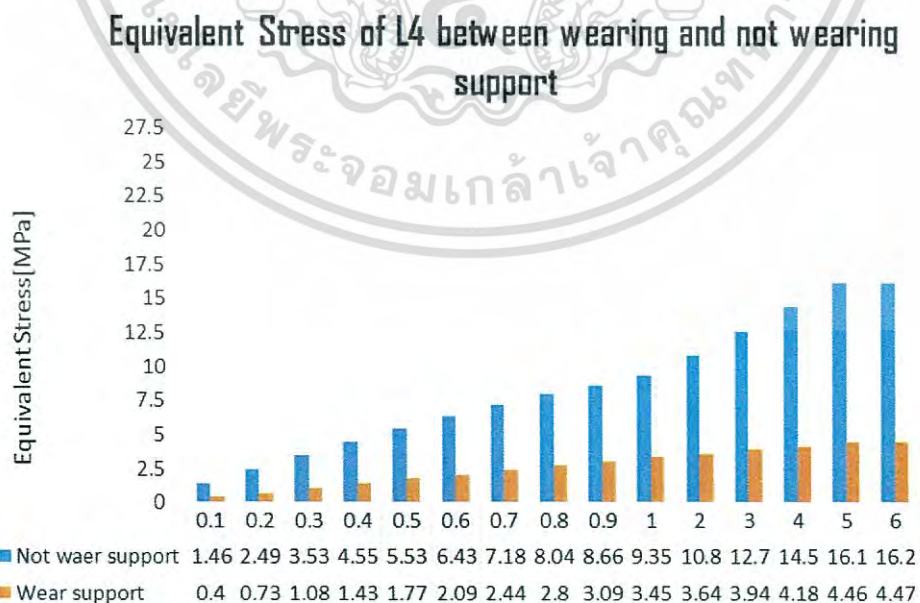
สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.94 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)

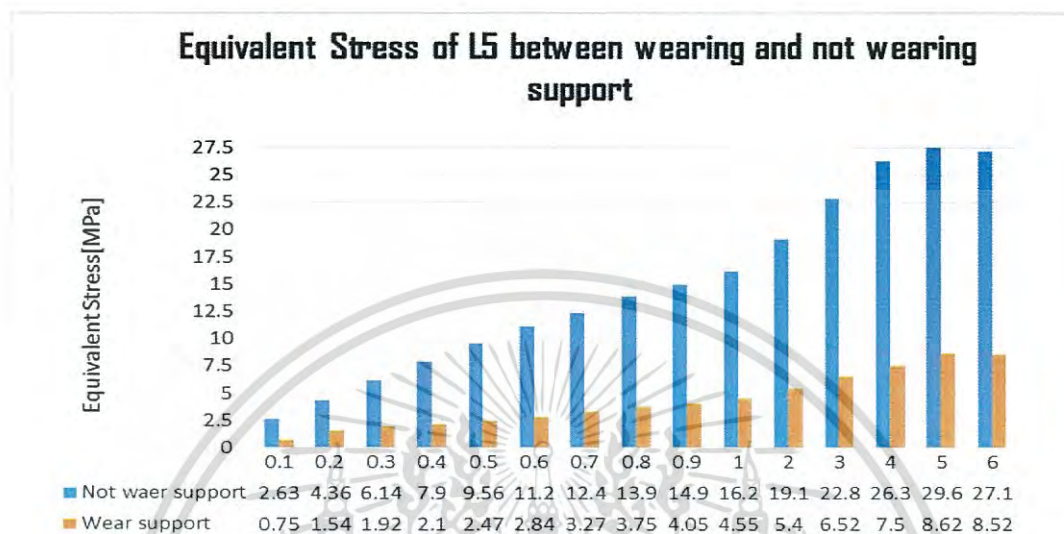


รูปที่ 4.95 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

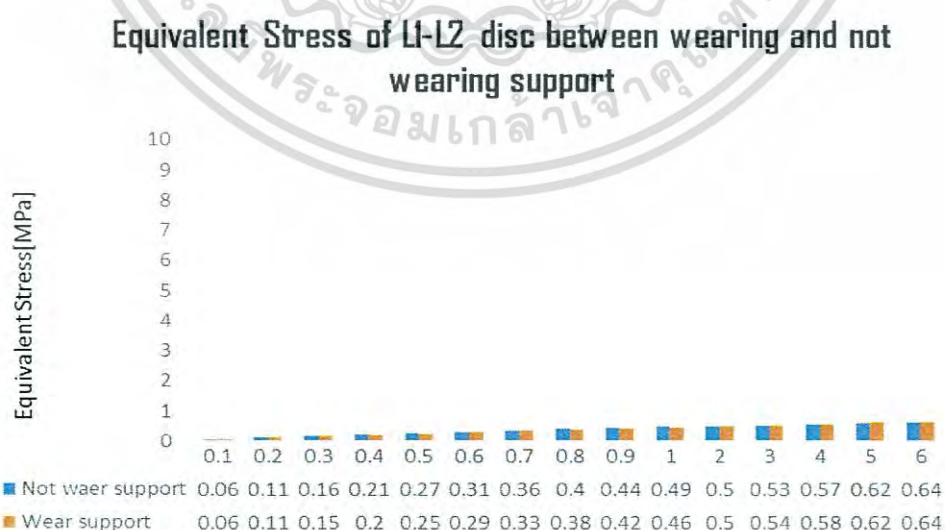
(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)



รูปที่ 4.96 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.2.3.6 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)

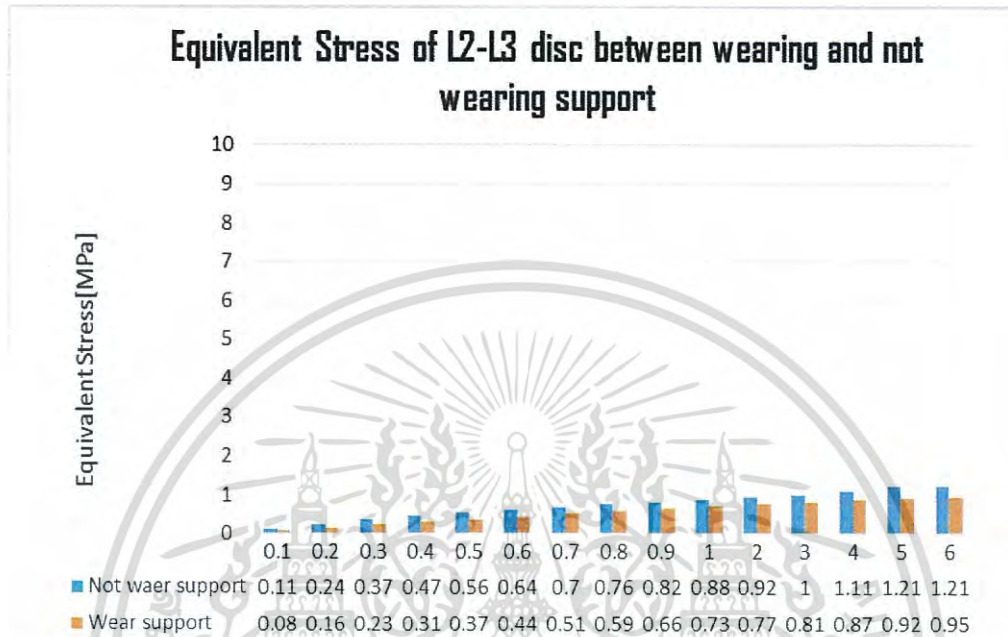


รูปที่ 4.97 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

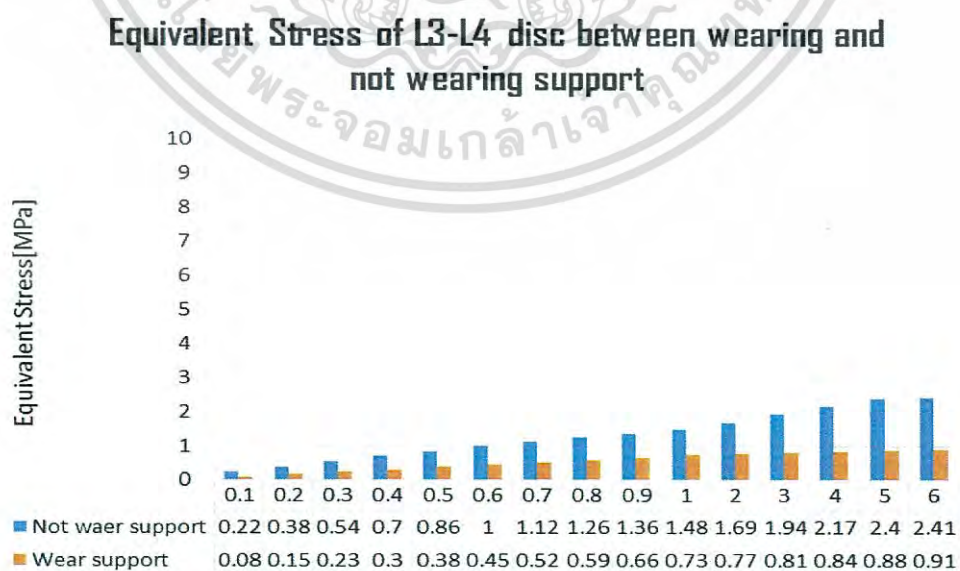
อันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.98 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)

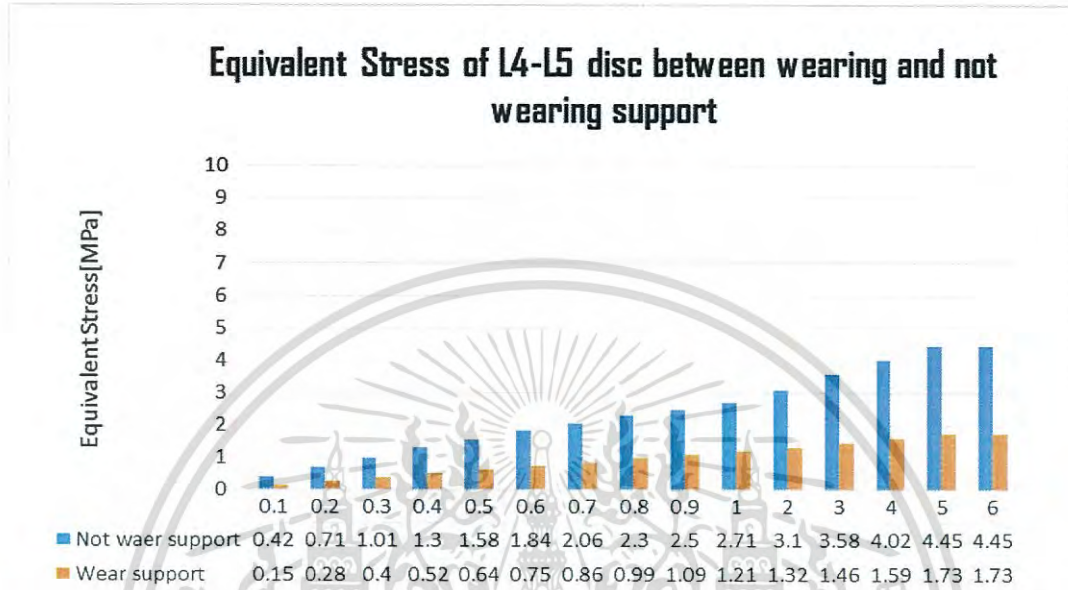


รูปที่ 4.99 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

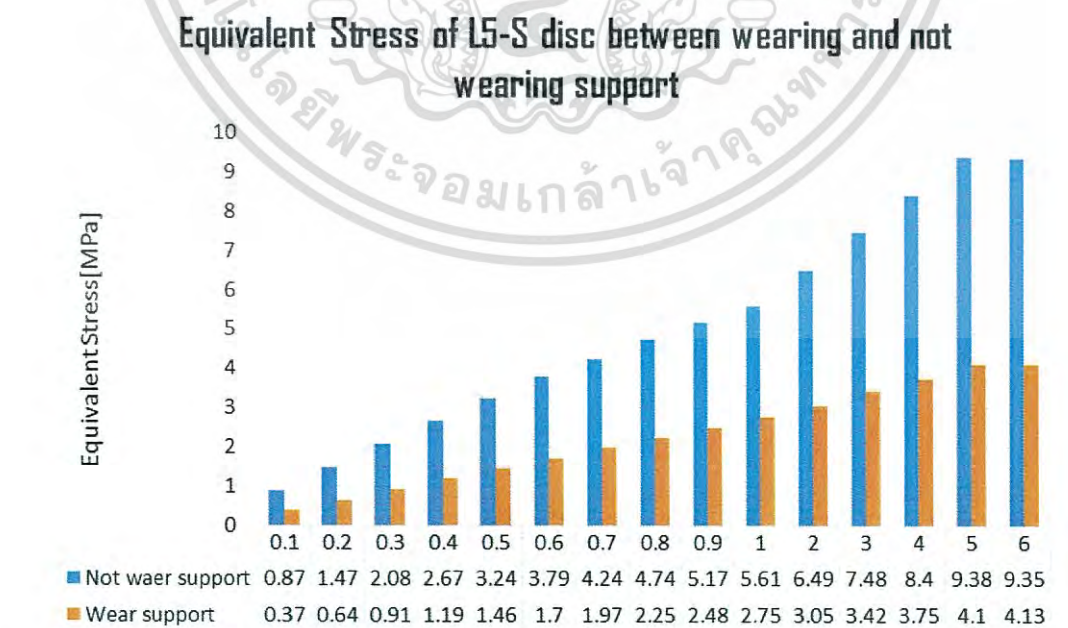
อันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.100 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)



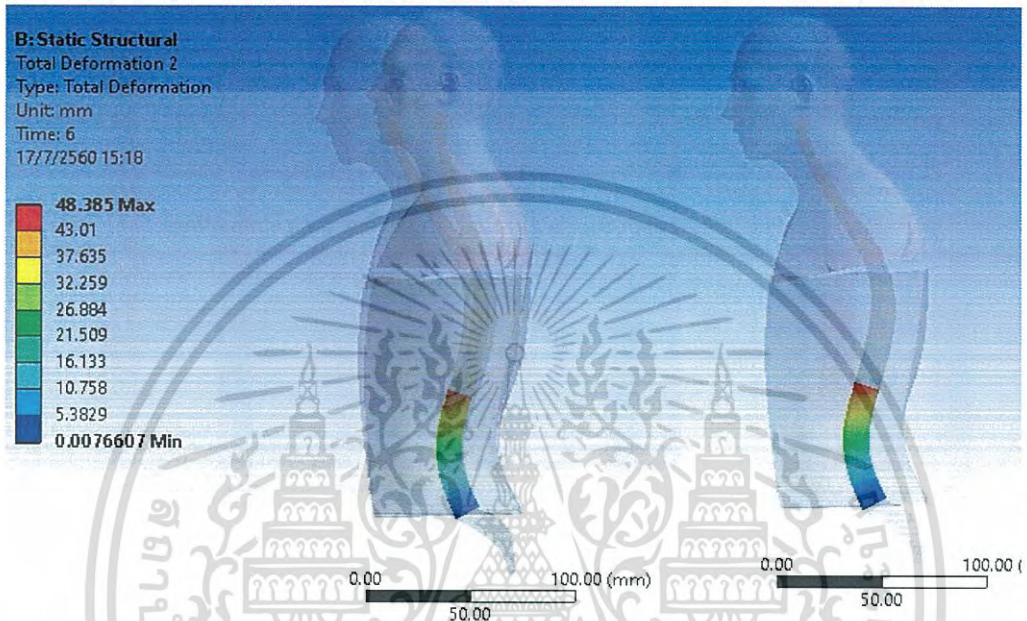
รูปที่ 4.101 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.2.4 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังส่วนเอว (L1-L5) กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับเครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (lumbosacral orthosis supporter) ในท่าก้มโค้ง

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)



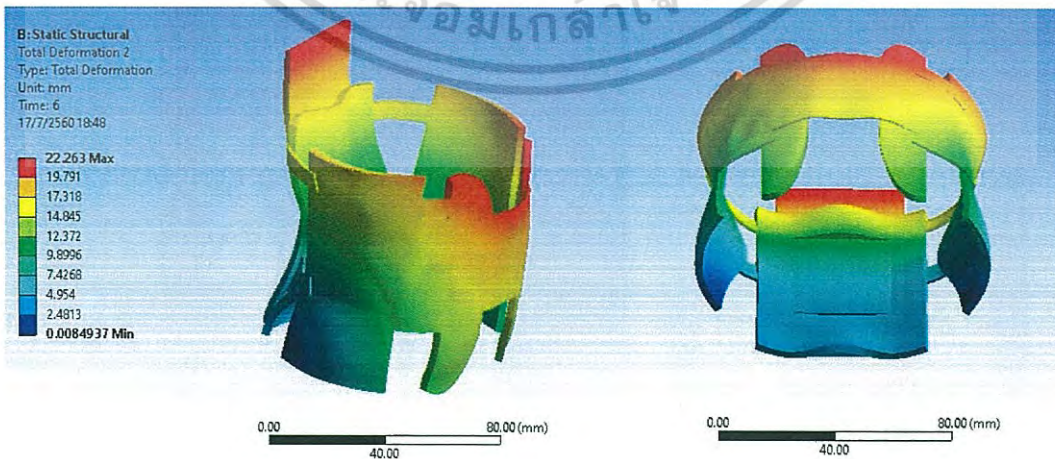
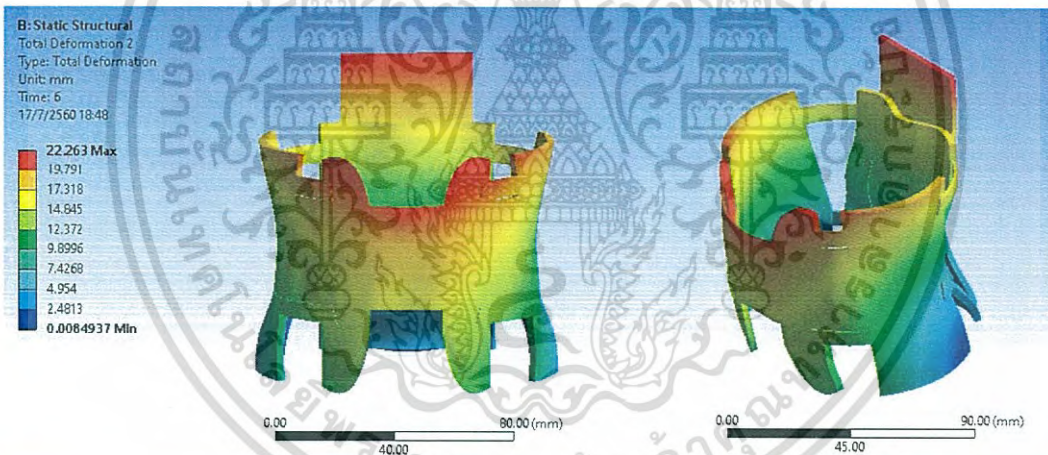
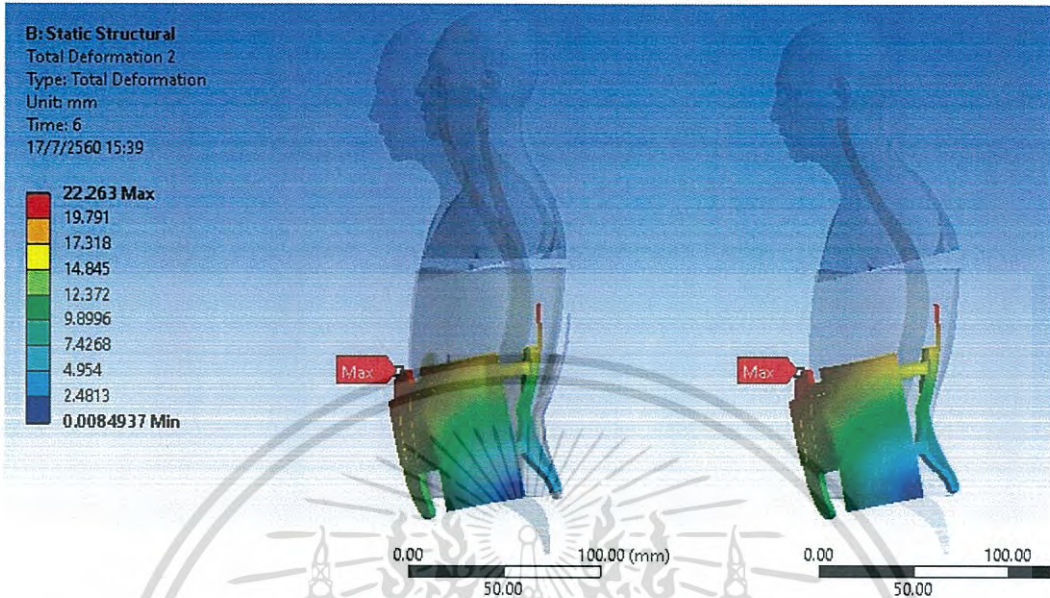
รูปที่ 4.102 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



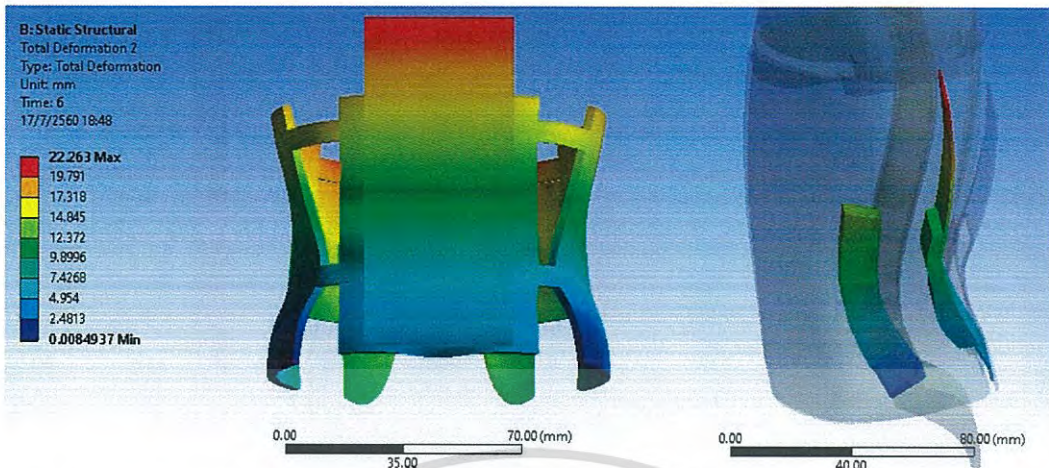
รูปที่ 4.103 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

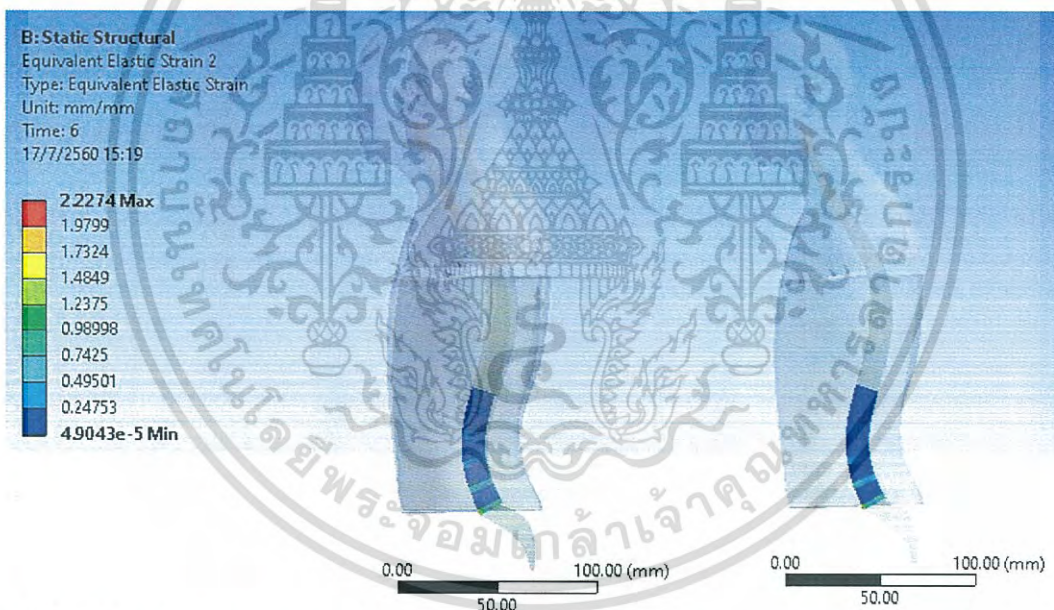


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



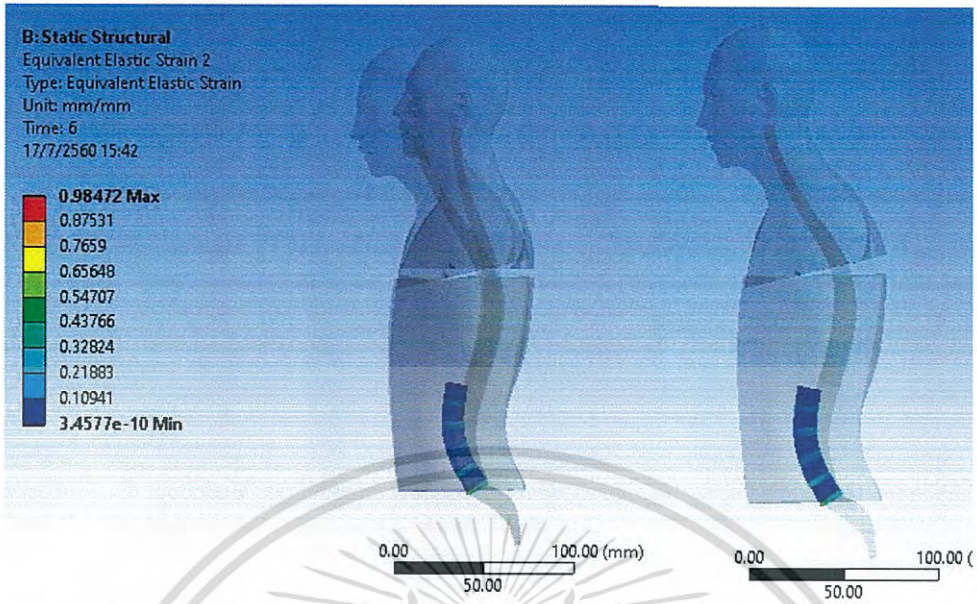
รูปที่ 4.104 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain)

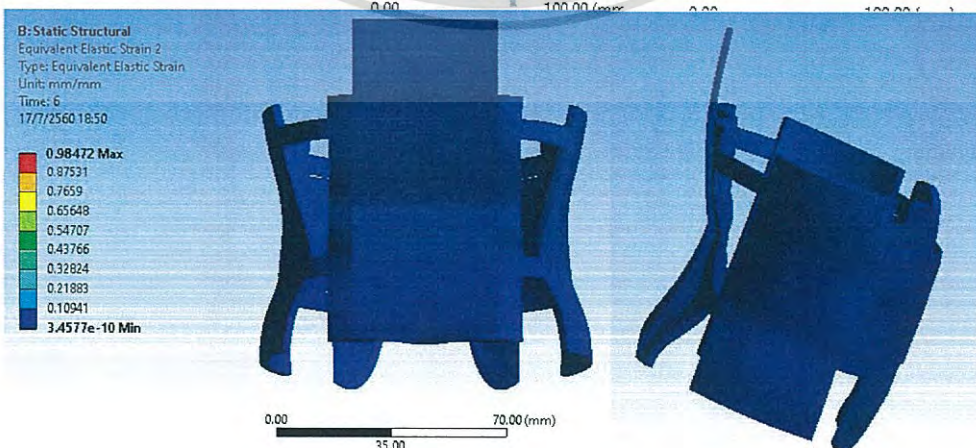


รูปที่ 4.105 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

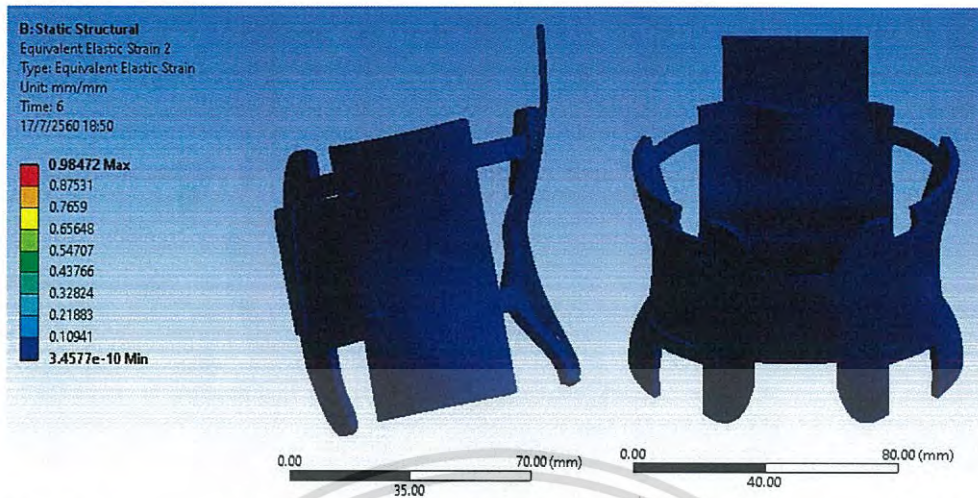
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.106 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

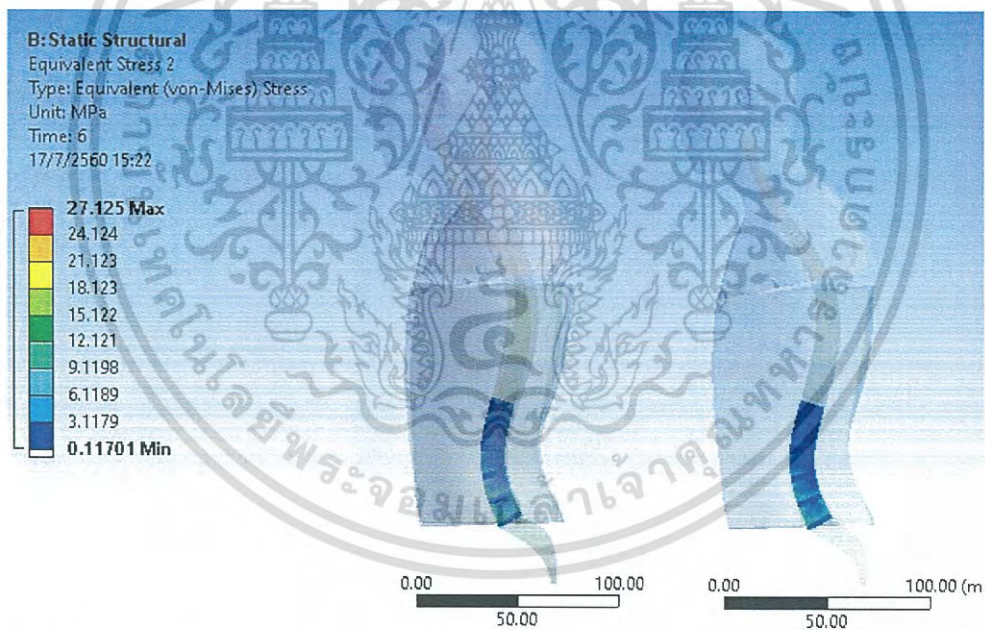


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



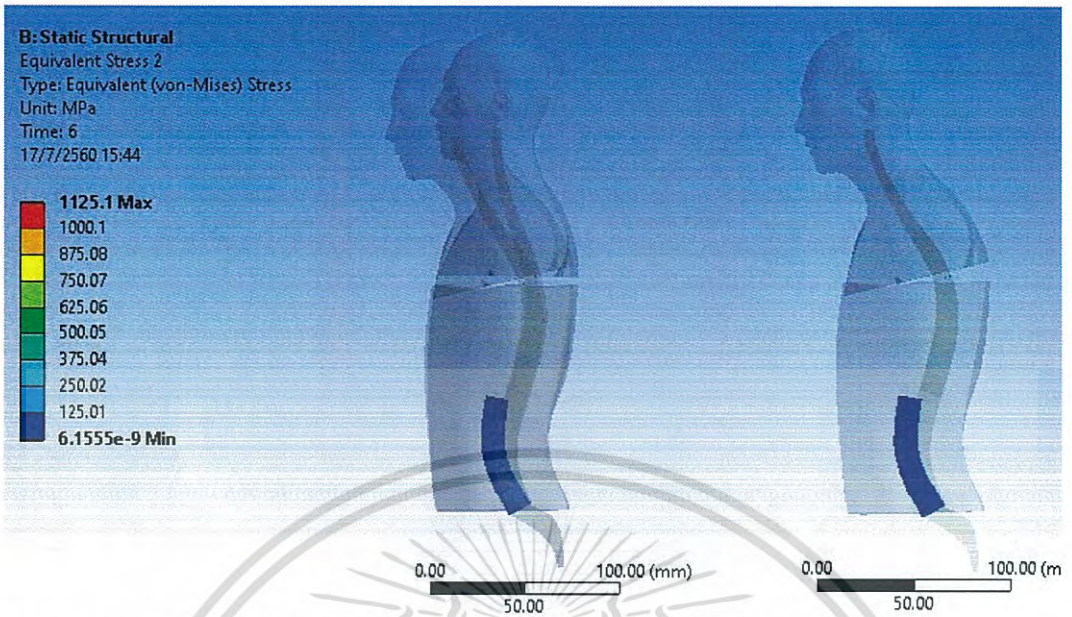
รูปที่ 4.107 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

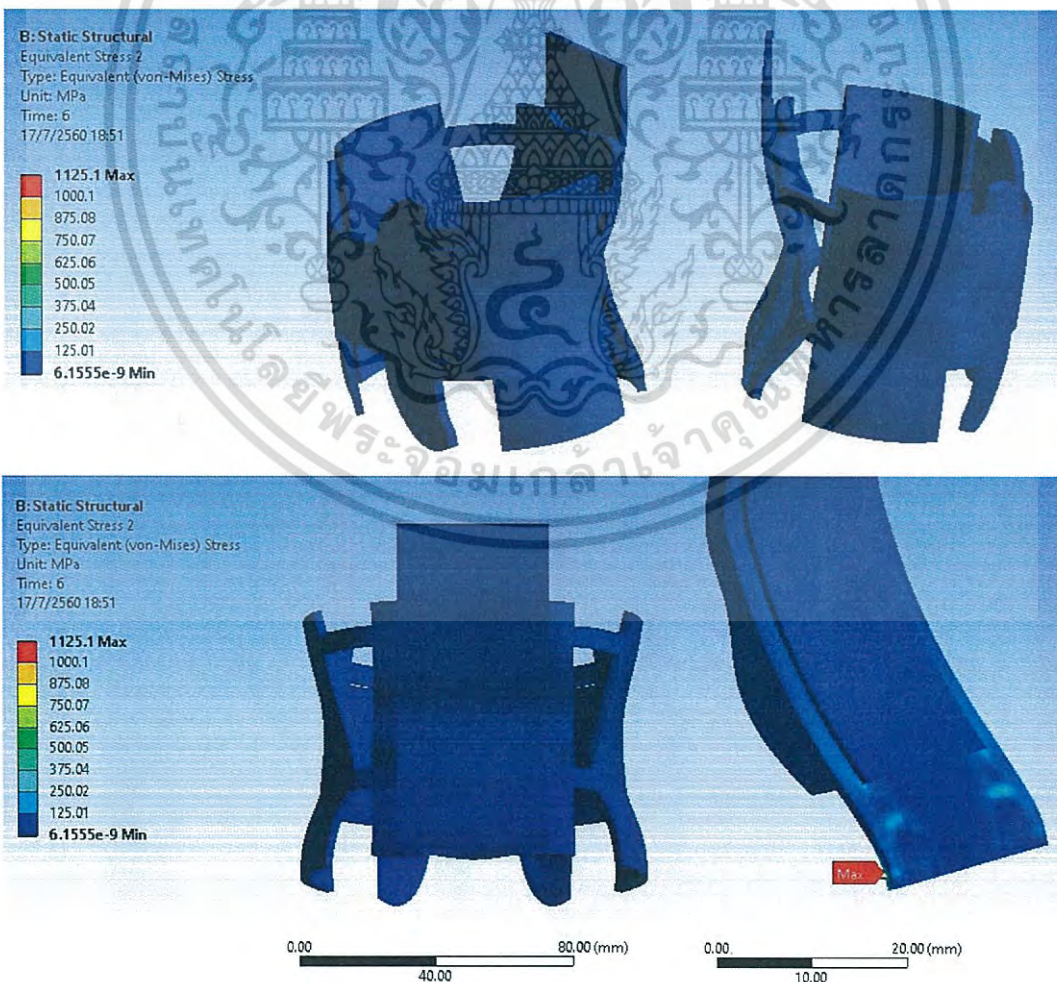


รูปที่ 4.108 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

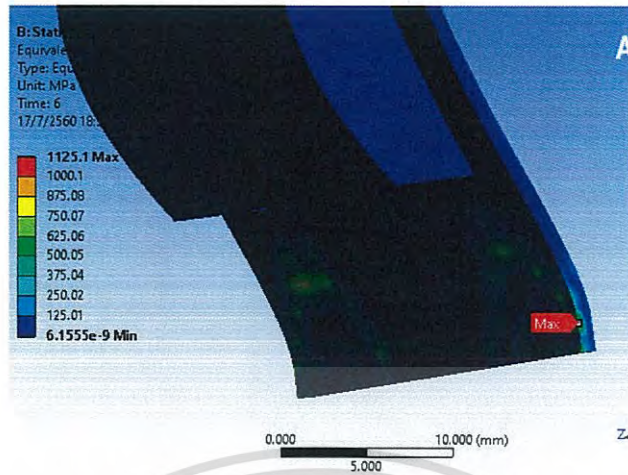
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.109 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



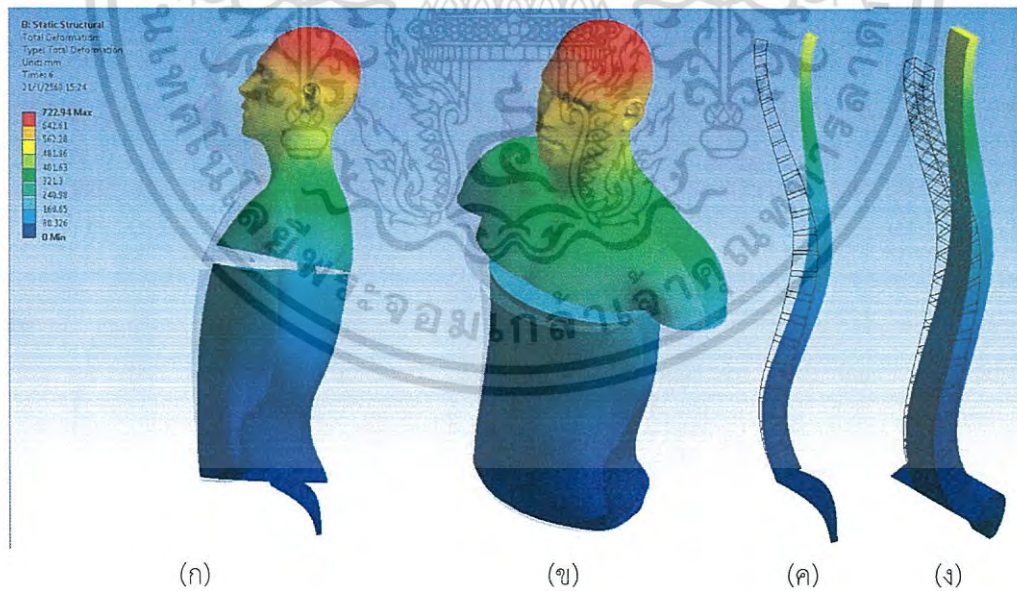
รูปที่ 4.110 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

4.3 ท่าเอนหลัง

4.3.1 ไชสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะ

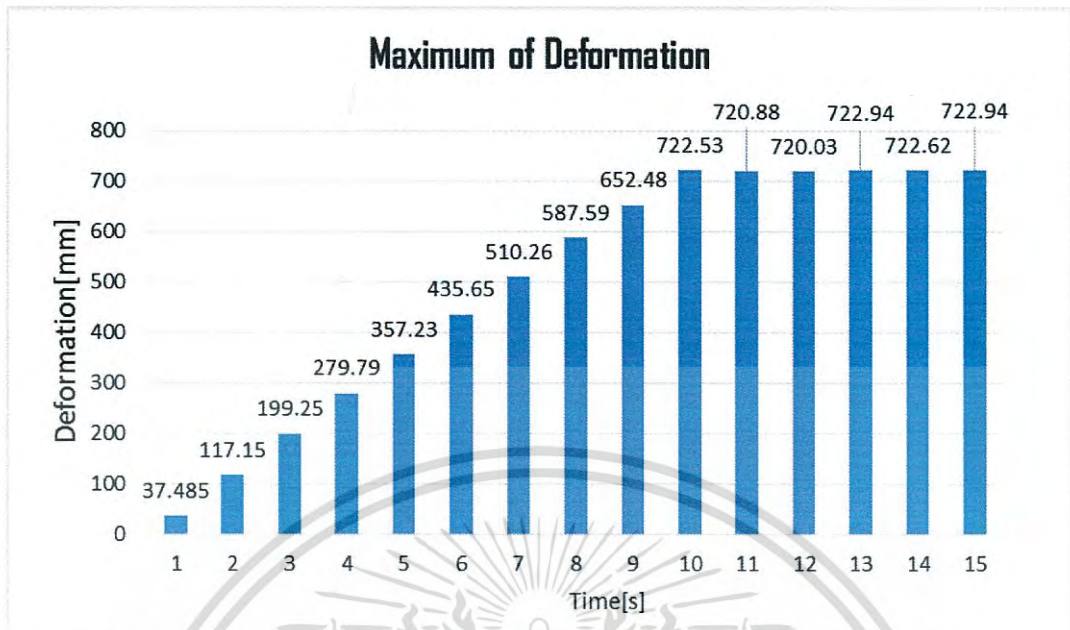
4.3.1.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)



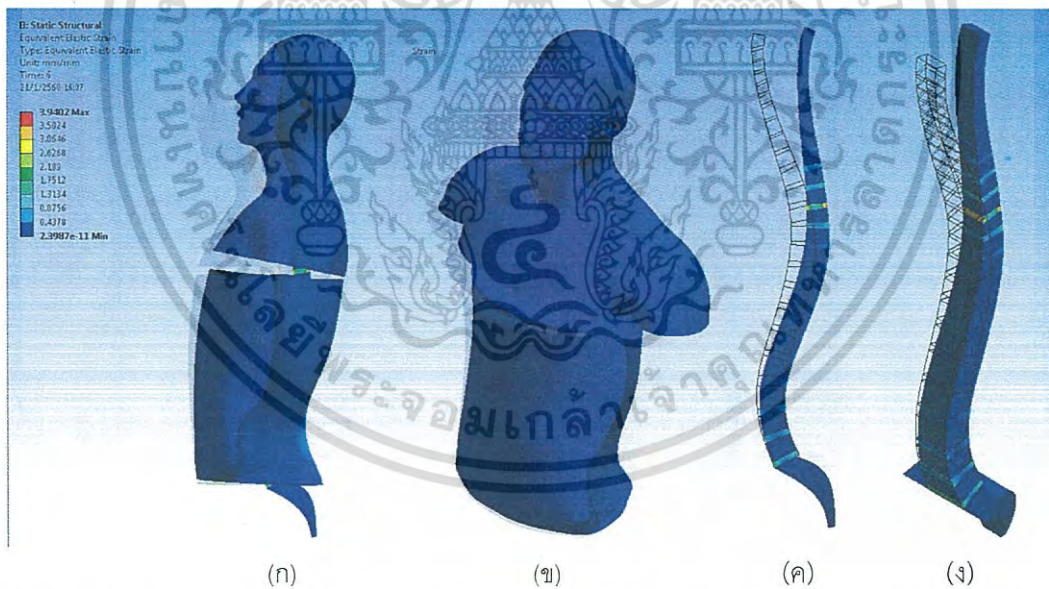
รูปที่ 4.111 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไชสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไชสันหลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไชสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



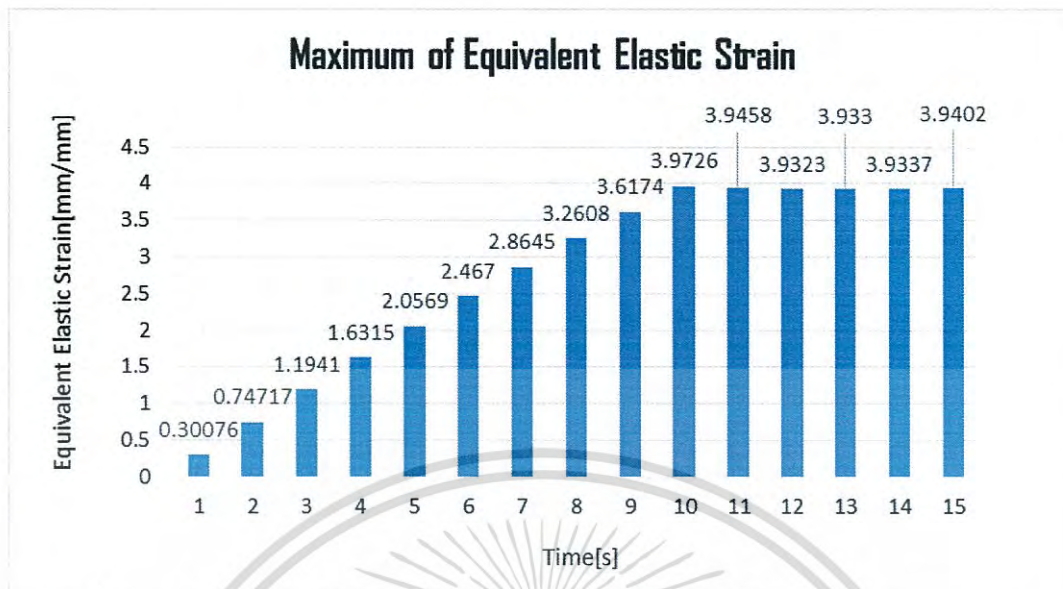
รูปที่ 4.112 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปทรงสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูป (Equivalent Elastic Strain)

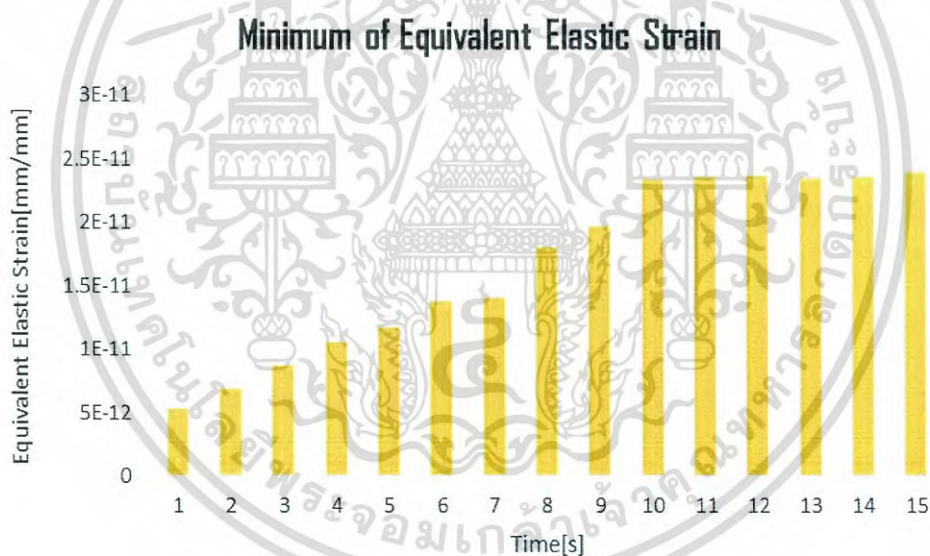


รูปที่ 4.113 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคินรูป (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไซส์หลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไซส์หลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



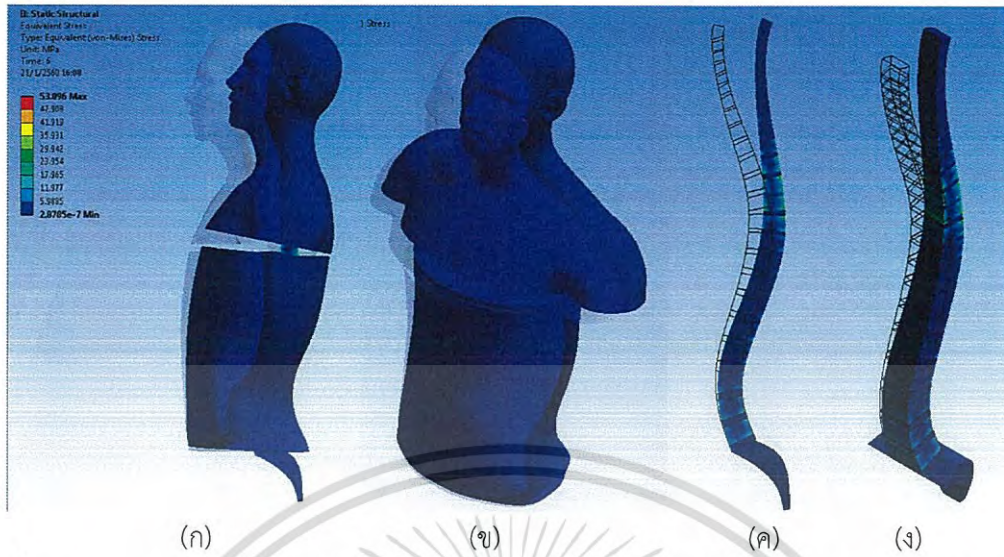
รูปที่ 4.114 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



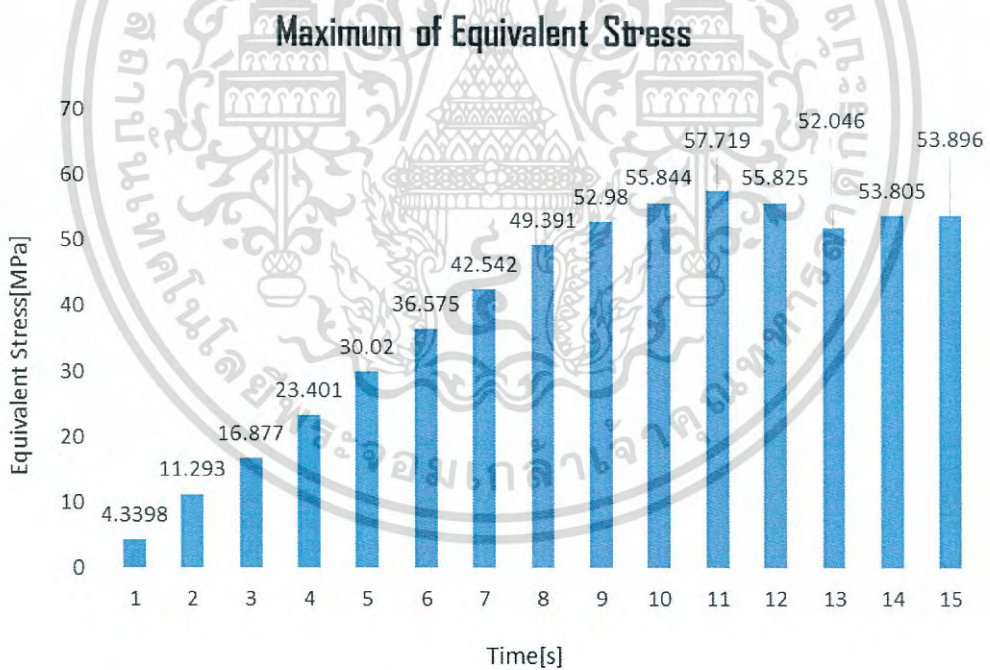
รูปที่ 4.115 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคีนรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

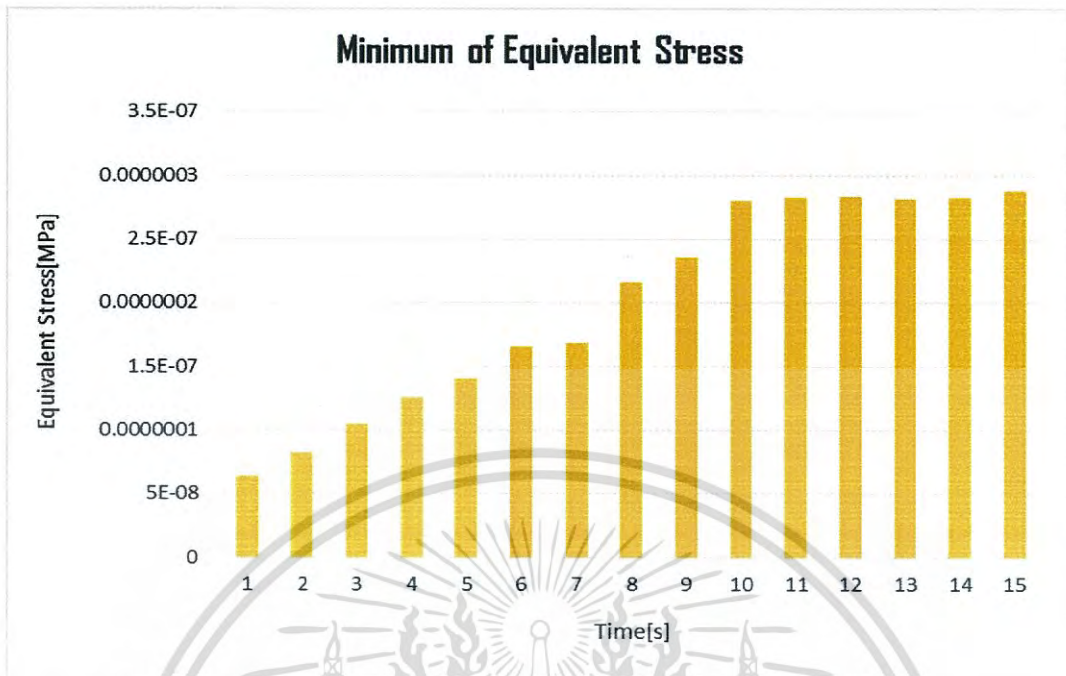


รูปที่ 4.116 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้น (ก) ด้านข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลส่วนลำตัวและศีรษะ (ค) ด้านข้างของไขสันหลัง และ (ง) ด้านหน้าเฉียงข้างของไขสันหลัง



รูปที่ 4.117 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

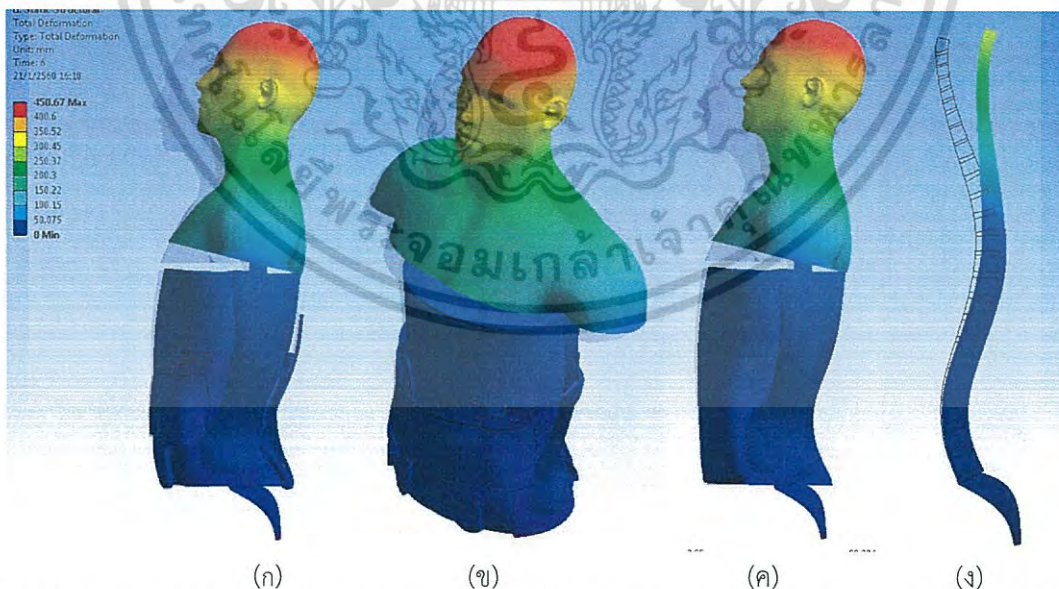


รูปที่ 4.118 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

4.3.2 ไชสันหลัง ช่วงลำตัวและศีรษะขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง

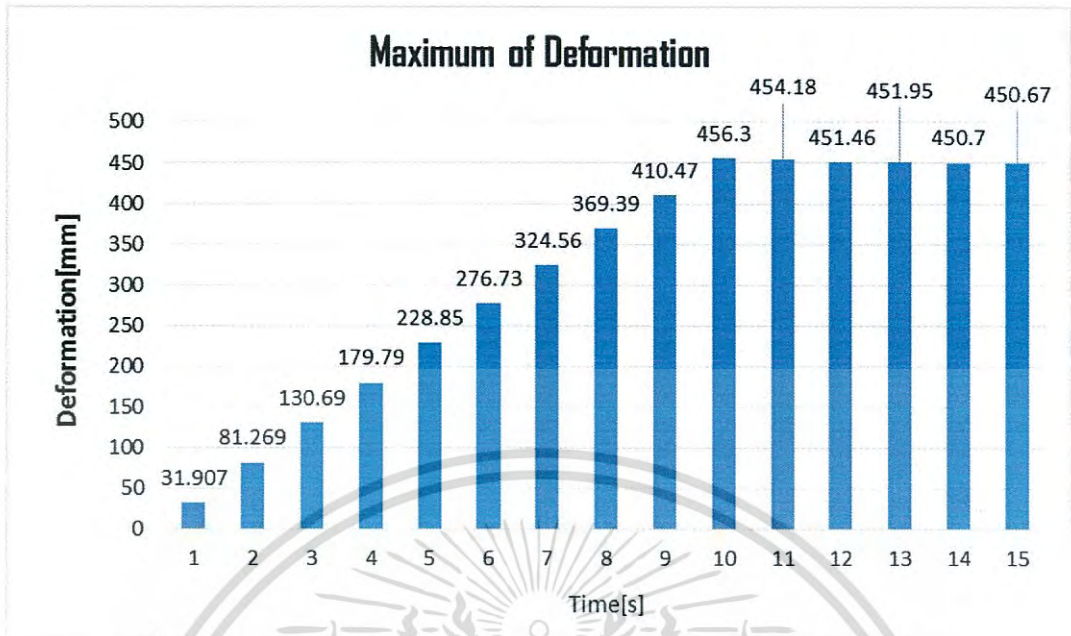
4.3.2.1 ผลการเปลี่ยนแปลงรูปทรง ค่าความเค้น ค่าความเครียดโดยรวม

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)



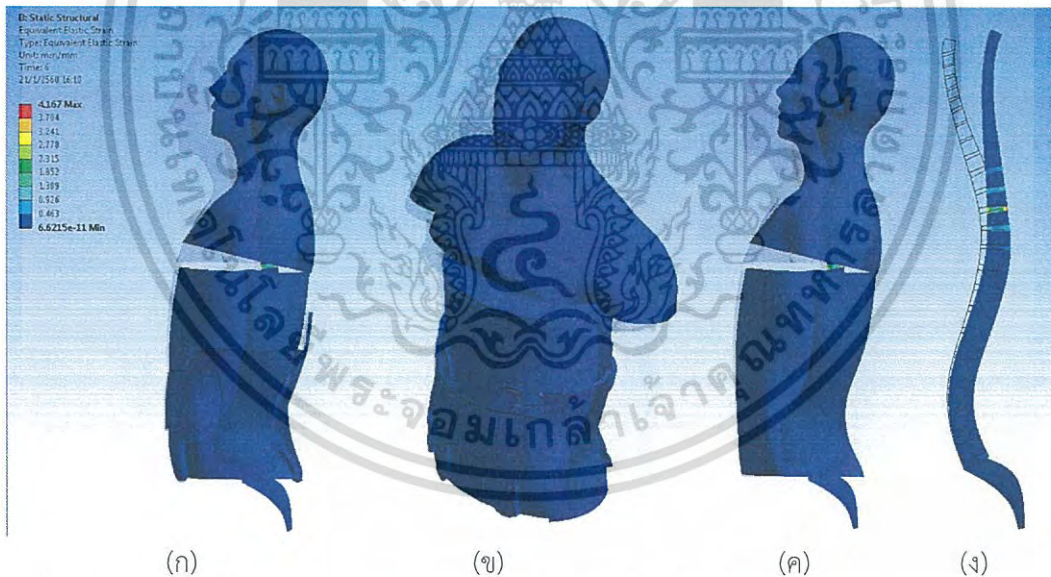
รูปที่ 4.119 ผลลัพธ์การเปลี่ยนแปลงรูปทรงที่เกิดขึ้นกับไชสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ และ (ง) ด้านข้างของไชสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



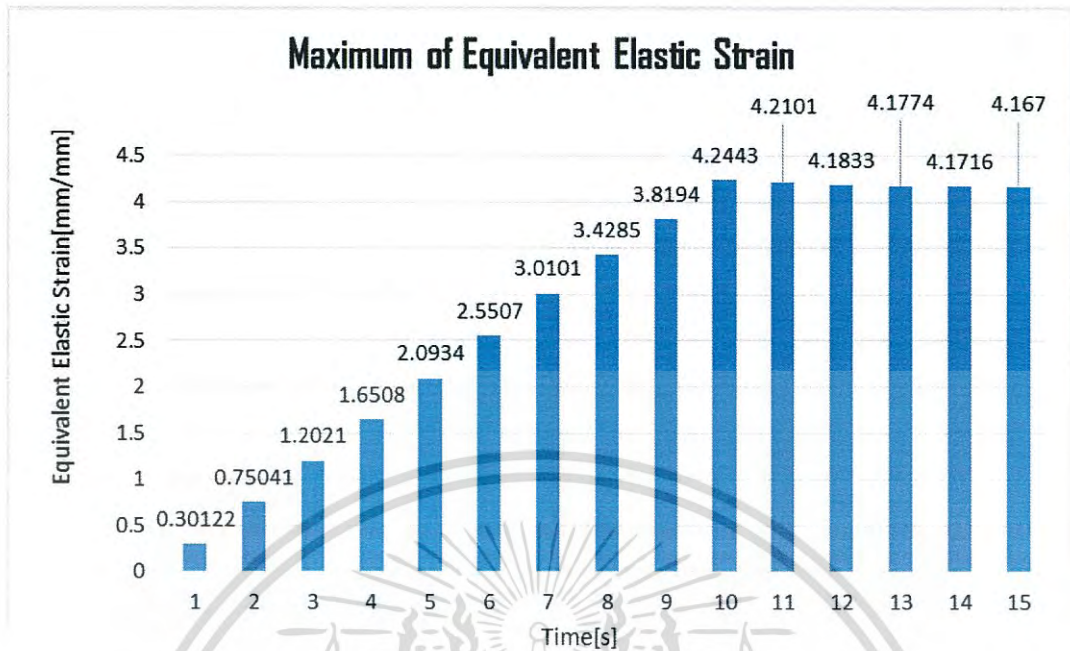
รูปที่ 4.120 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงรูปร่างสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain)

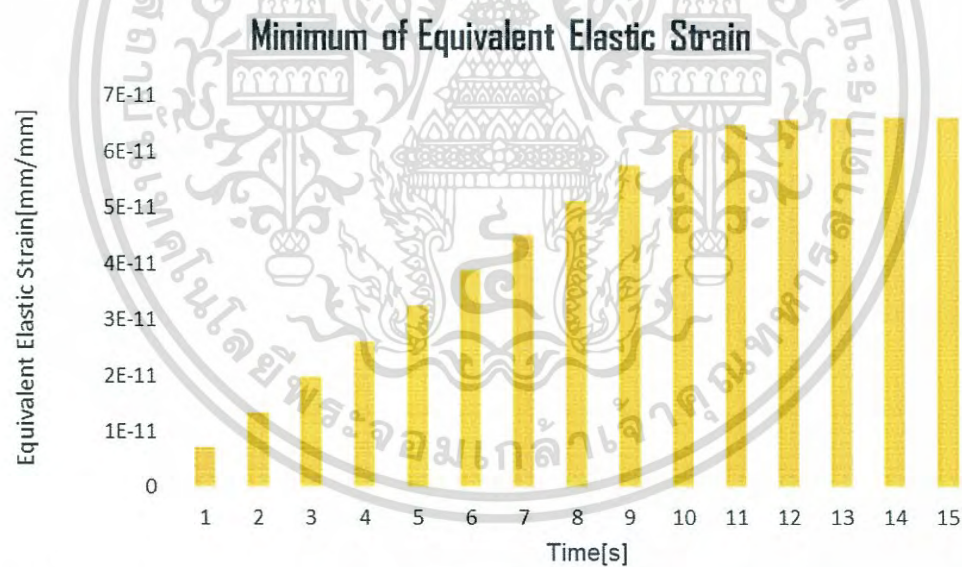


รูปที่ 4.121 ผลลัพธ์ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูปที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ และ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



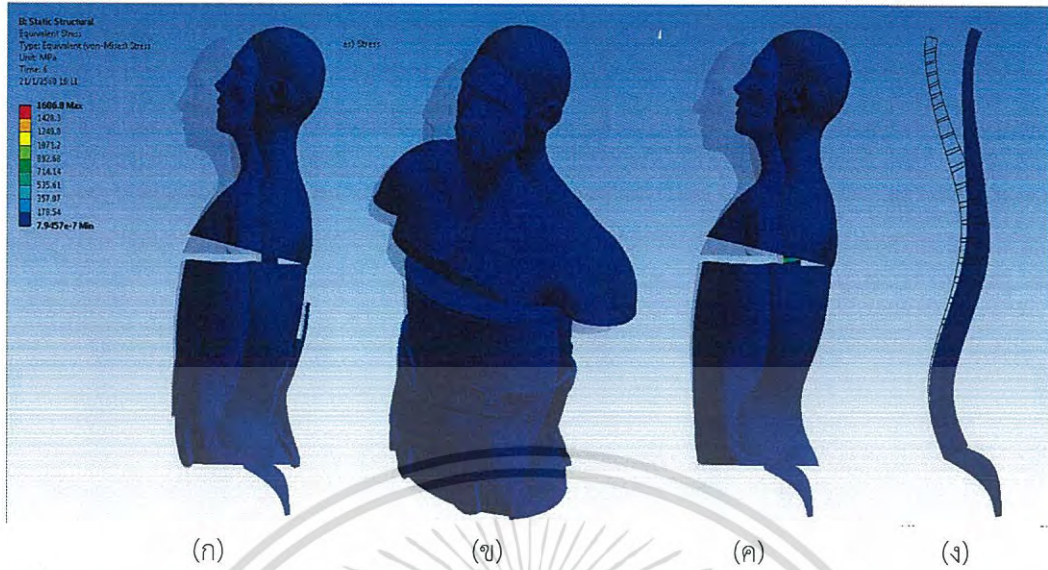
รูปที่ 4.122 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคิณรูปสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง



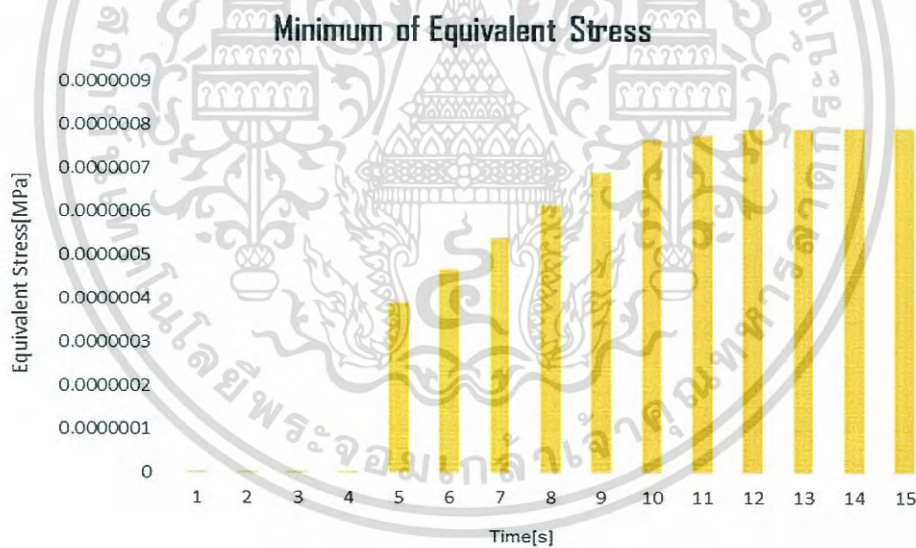
รูปที่ 4.123 กราฟแสดงค่าสมมูลของความเครียดแบบคิณรูปต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

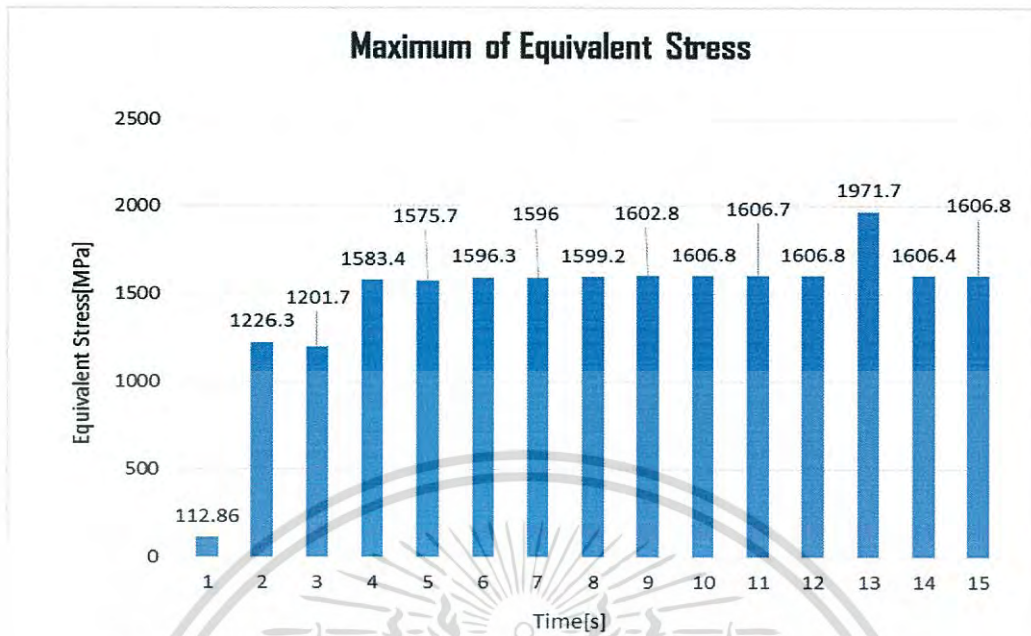


รูปที่ 4.124 ผลลัพธ์ค่าสมมูลความเค้นที่เกิดขึ้นกับไขสันหลัง ลำตัวและศีรษะ (ก) ด้านข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ข) ด้านหน้าเฉียงข้างของโมเดลทั้งหมดขณะสวมใส่อุปกรณ์พยุง (ค) ด้านข้างของลำตัวกับศีรษะ และ (ง) ด้านข้างของไขสันหลัง



รูปที่ 4.125 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นสูงสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



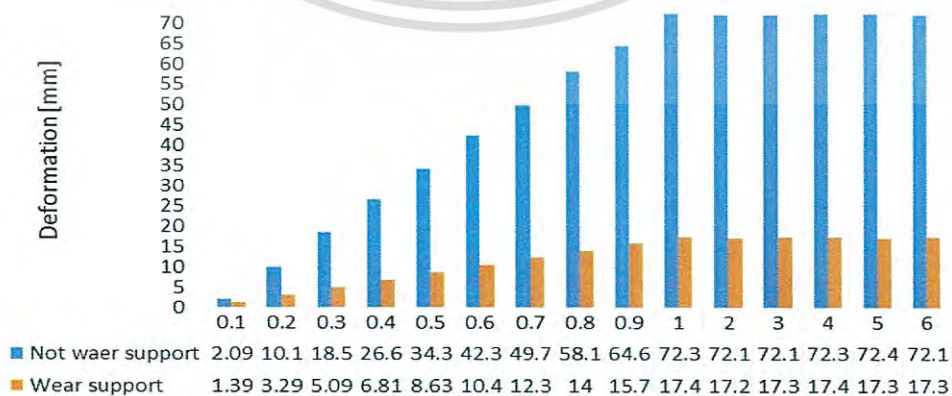
รูปที่ 4.126 กราฟแสดงค่าสมมูลความเค้นต่ำสุดโดยรวมของทุกแบบจำลอง

4.3.3 ผลลัพธ์ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอวสำหรับท่าก้มโค้ง

4.3.3.1 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)

Deformation of L1 between wearing and not wearing support

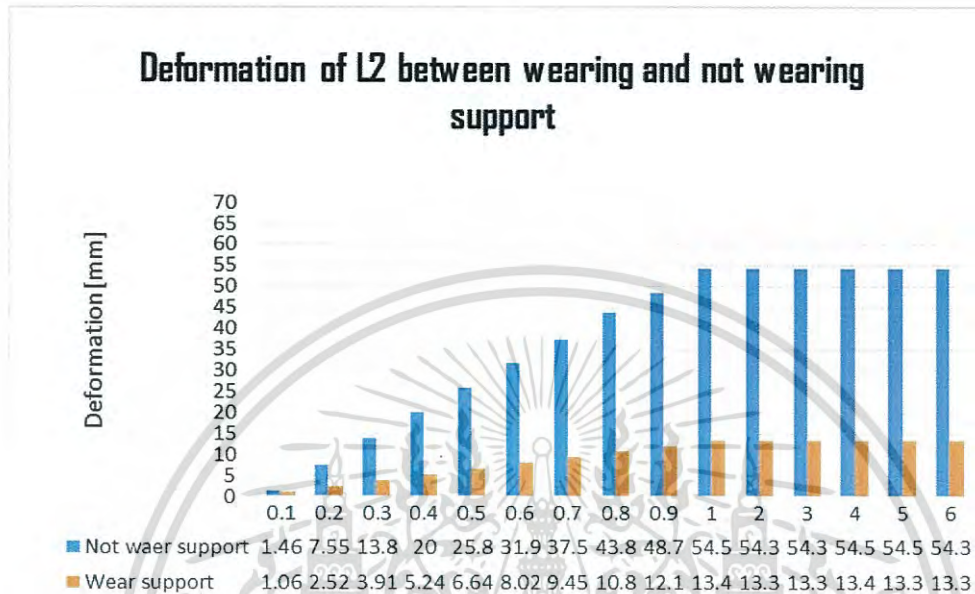


รูปที่ 4.127 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

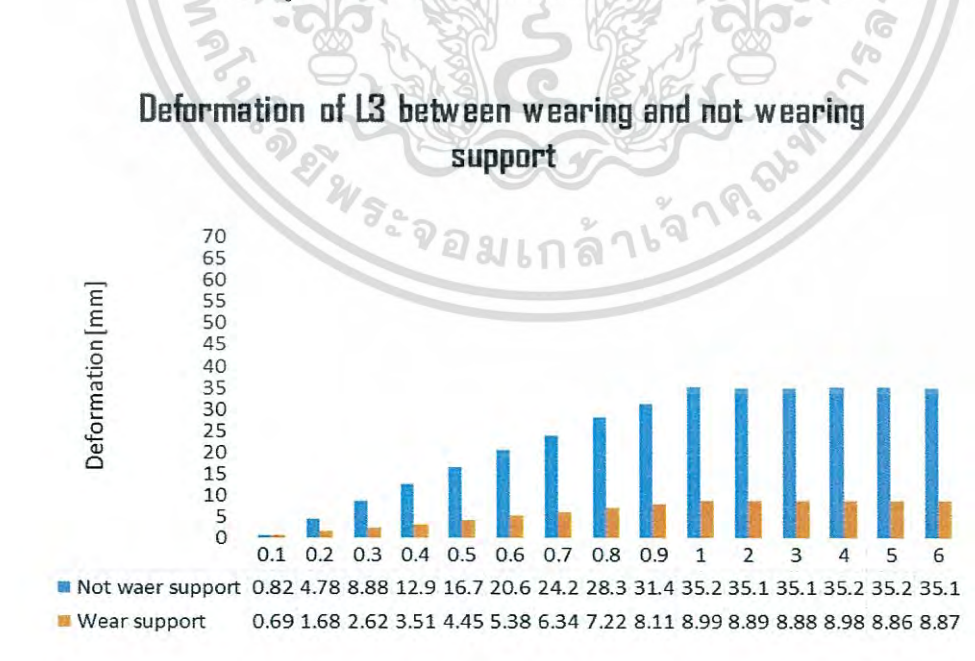
(L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)



รูปที่ 4.128 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

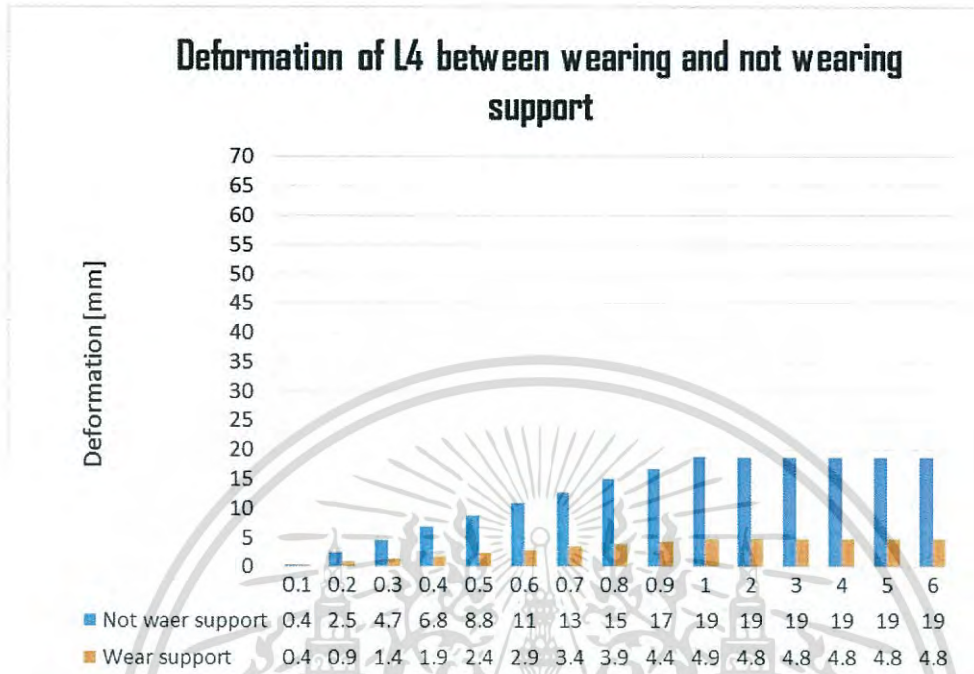
(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.129 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

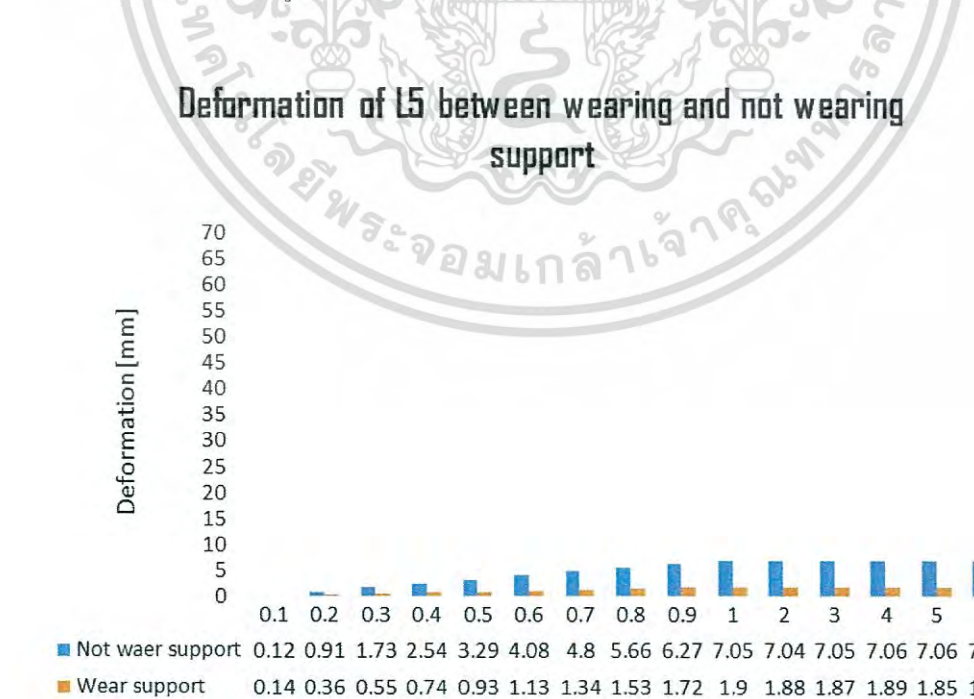
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)



รูปที่ 4.130 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)

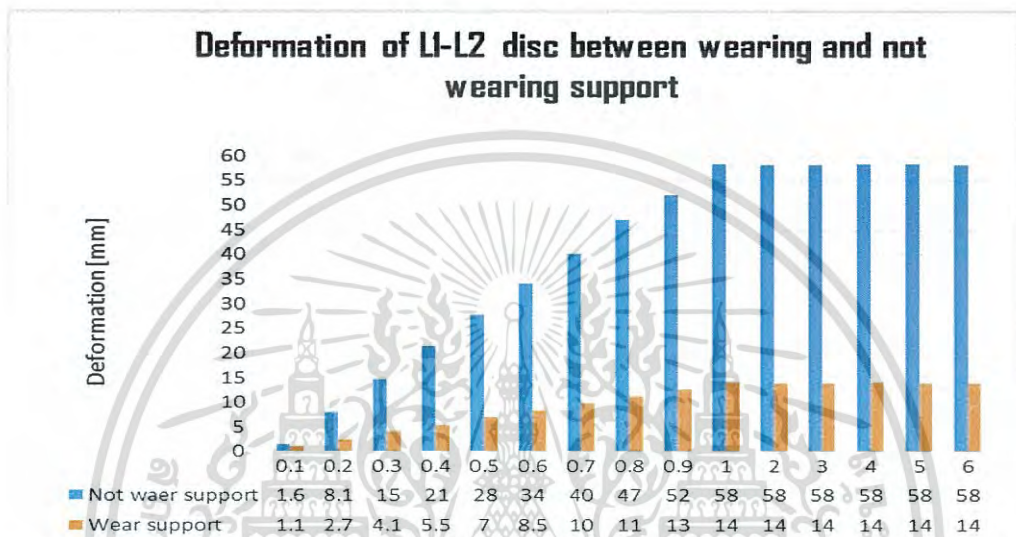


รูปที่ 4.131 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

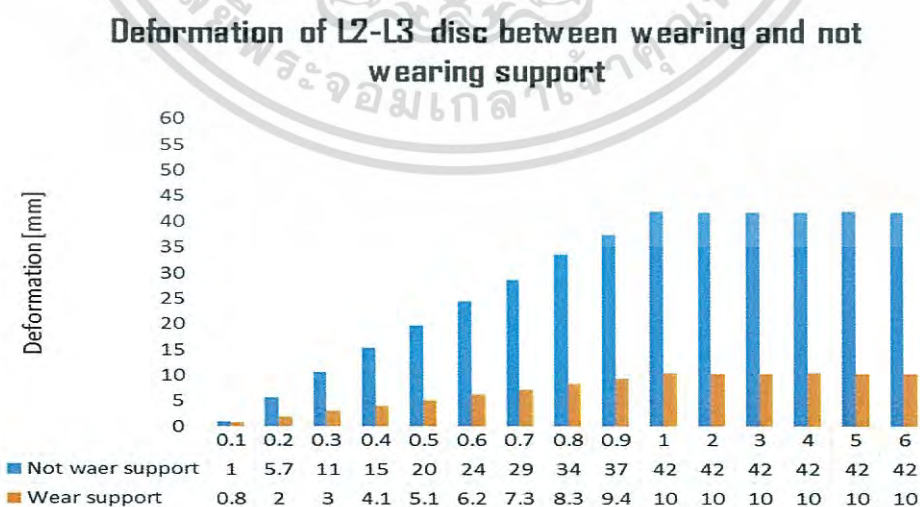
4.3.3.2 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)



รูปที่ 4.132 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)

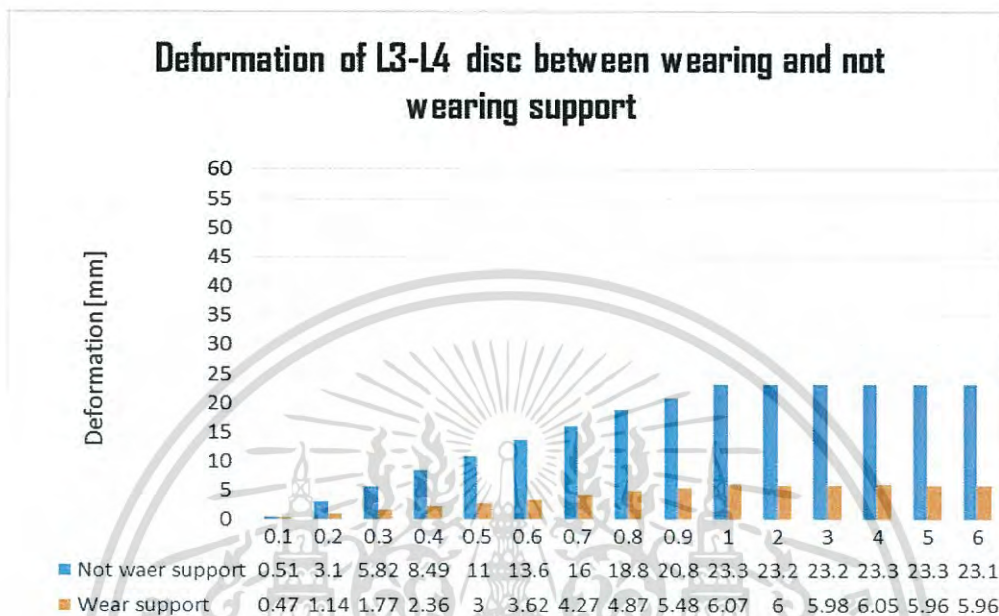


รูปที่ 4.133 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

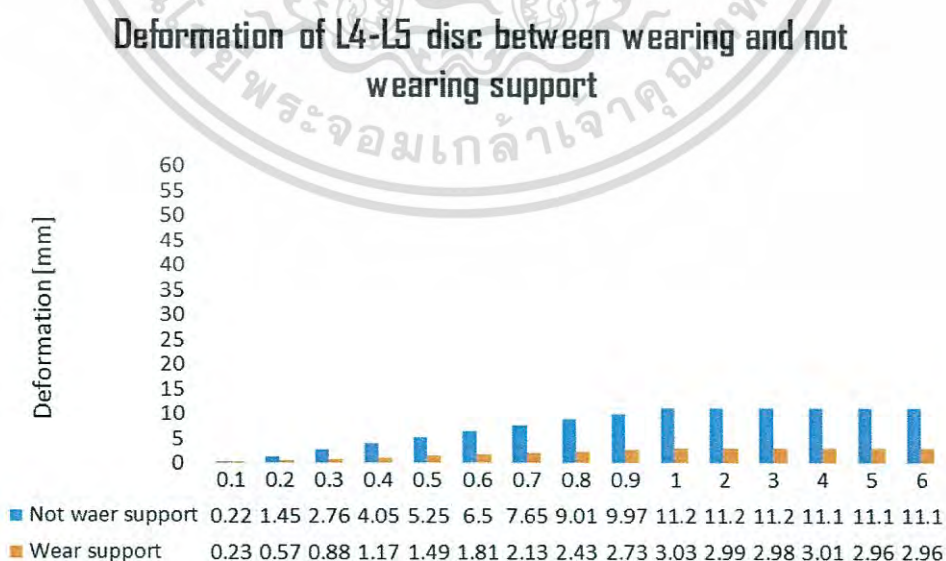
อันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)



รูปที่ 4.134 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)

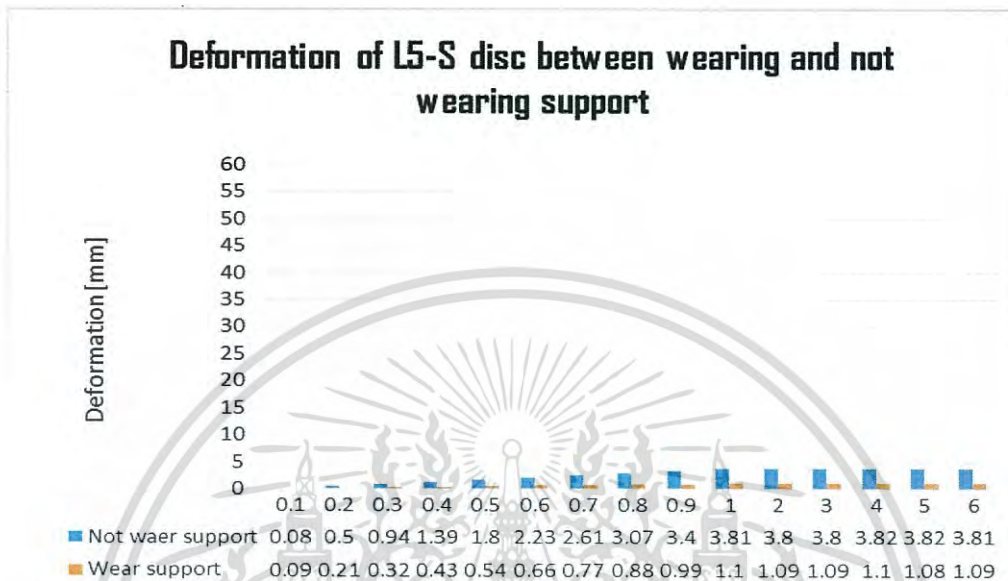


รูปที่ 4.135 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)



รูปที่ 4.136 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Deformation ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.3.3.3 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)

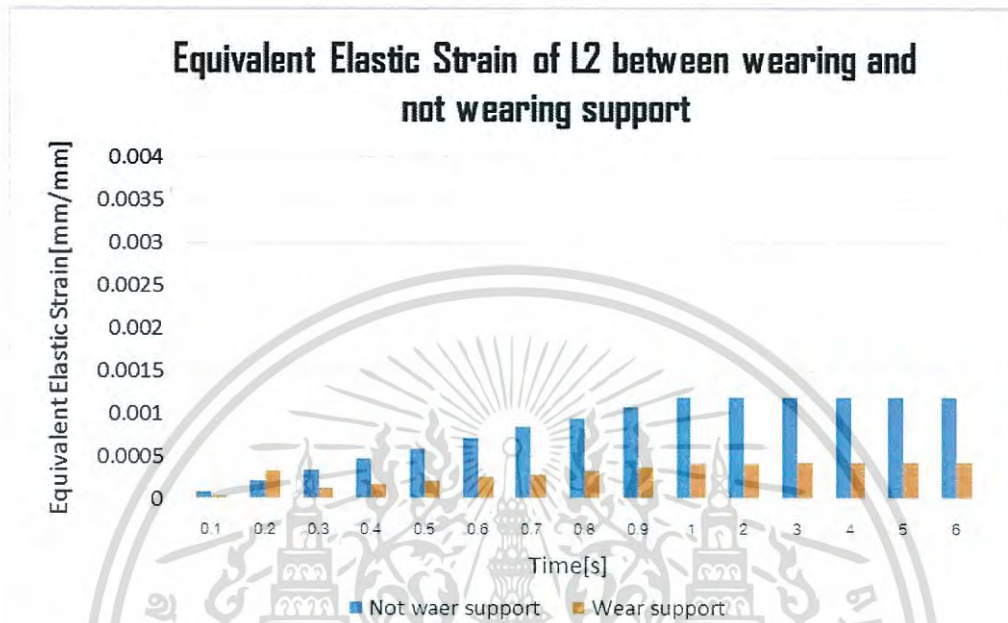


รูปที่ 4.137 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อันดับที่หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)



รูปที่ 4.138 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

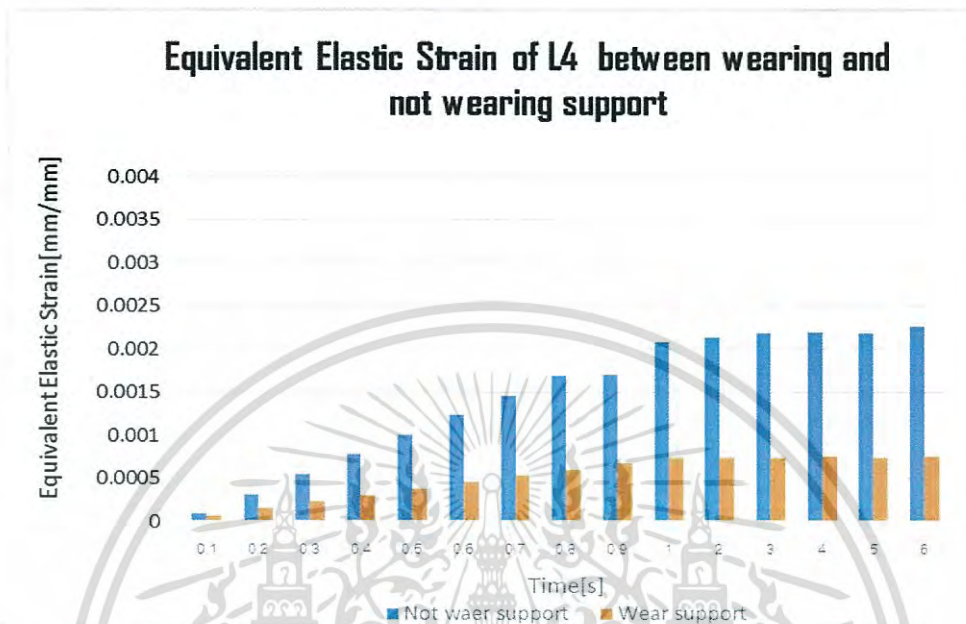
(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)



รูปที่ 4.139 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอว อันดับที่สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

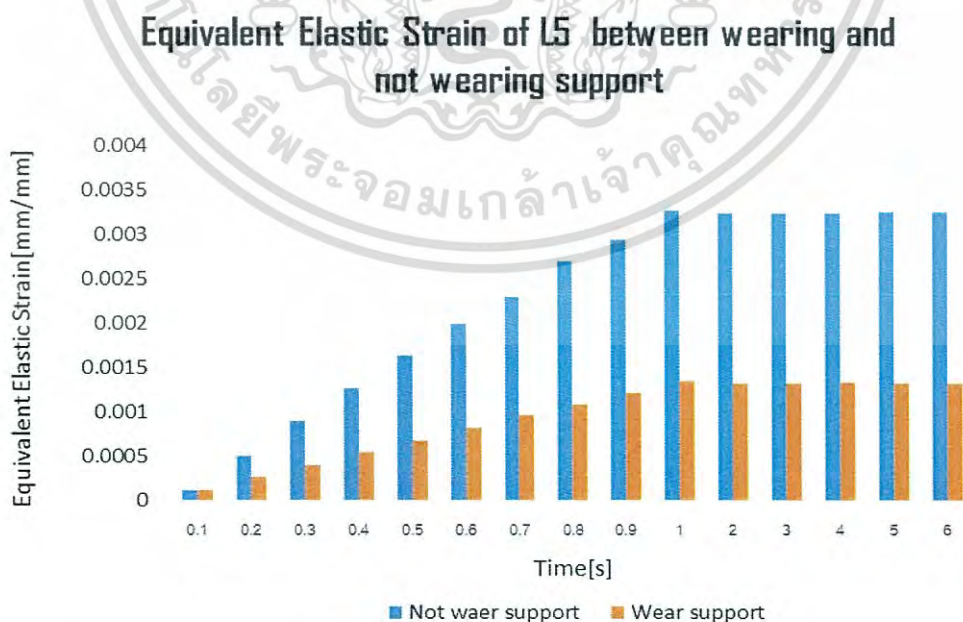
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)



รูปที่ 4.140 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)

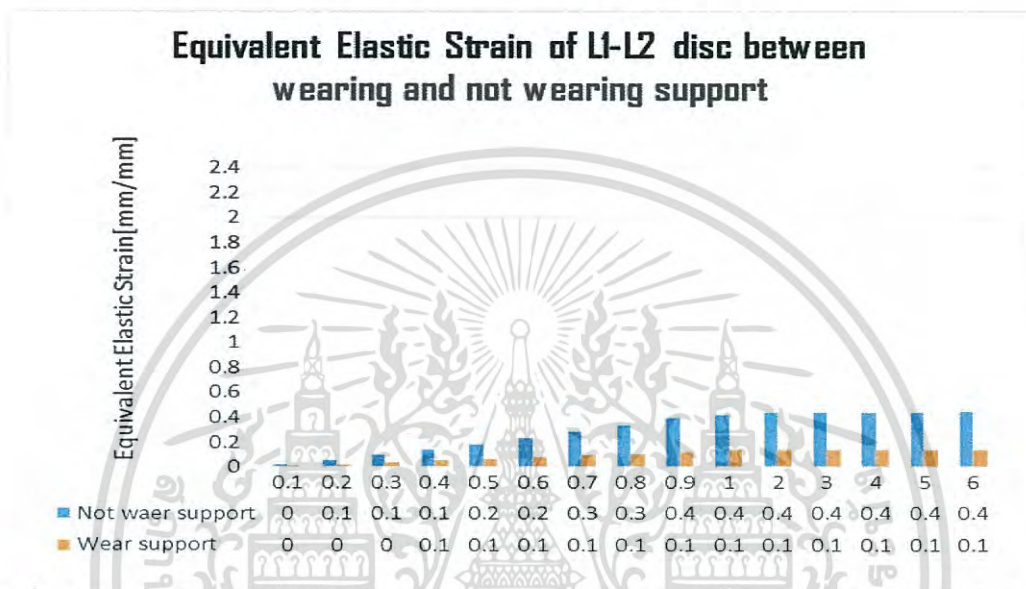


รูปที่ 4.141 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

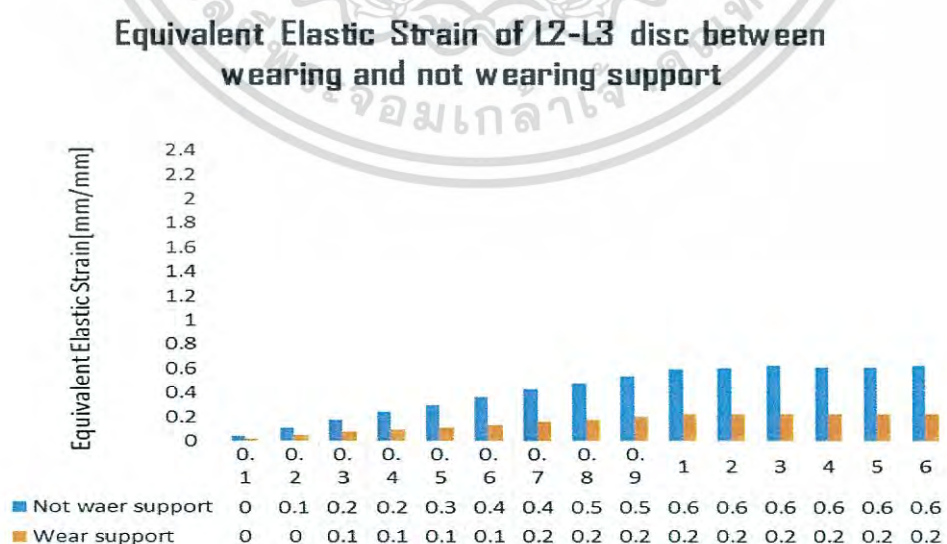
4.3.3.4 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)



รูปที่ 4.142 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)

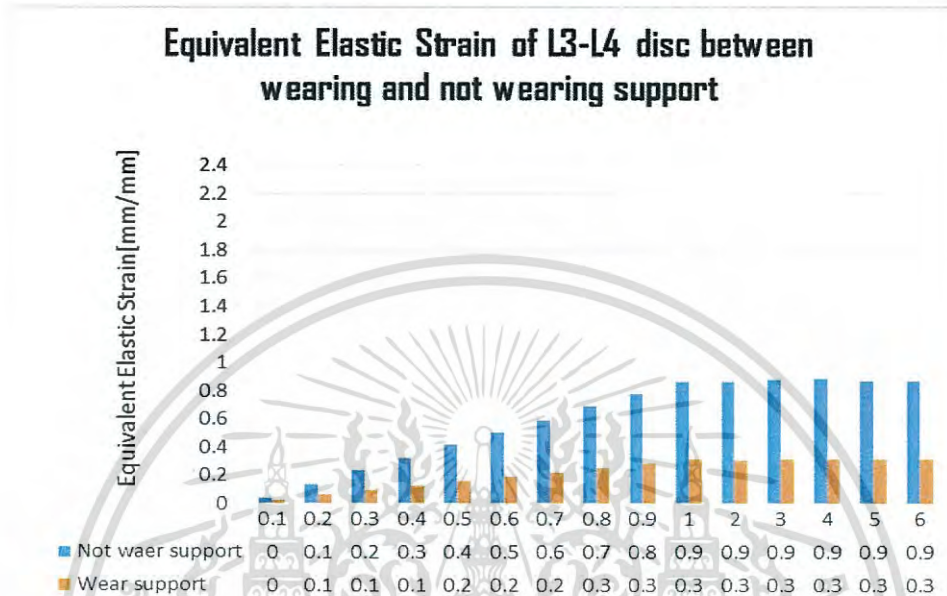


รูปที่ 4.143 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

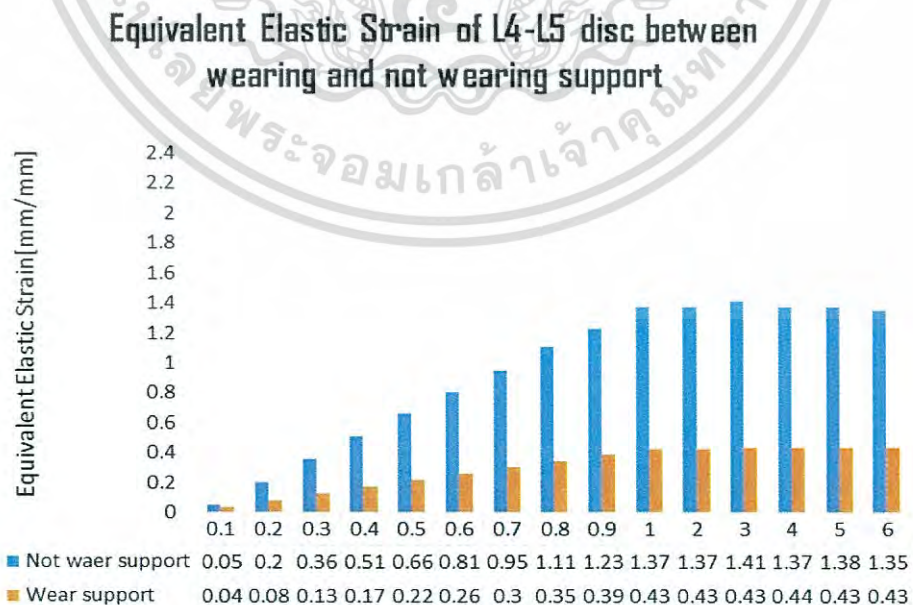
ส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)



รูปที่ 4.144 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)

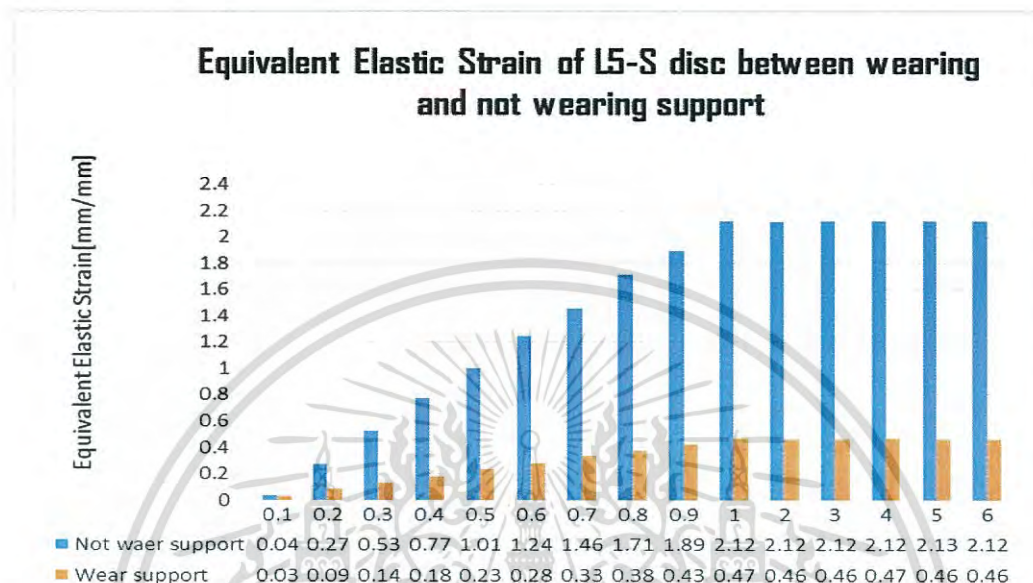


รูปที่ 4.145 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)

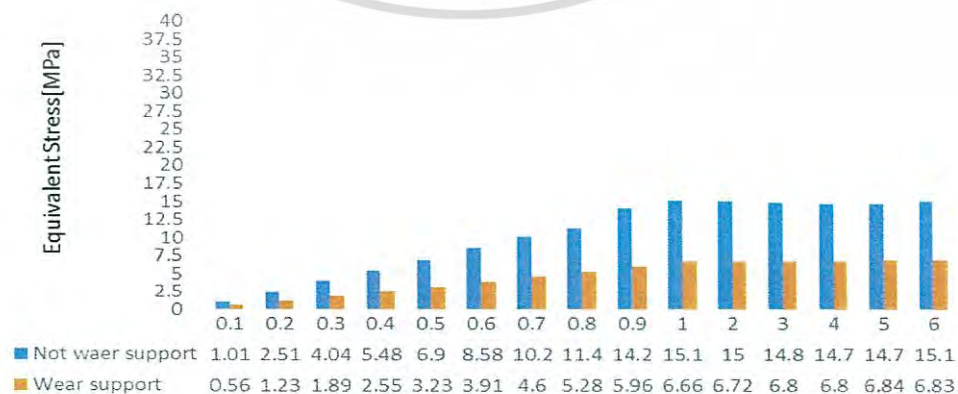


รูปที่ 4.146 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Elastic Strain ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

4.3.3.5 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)

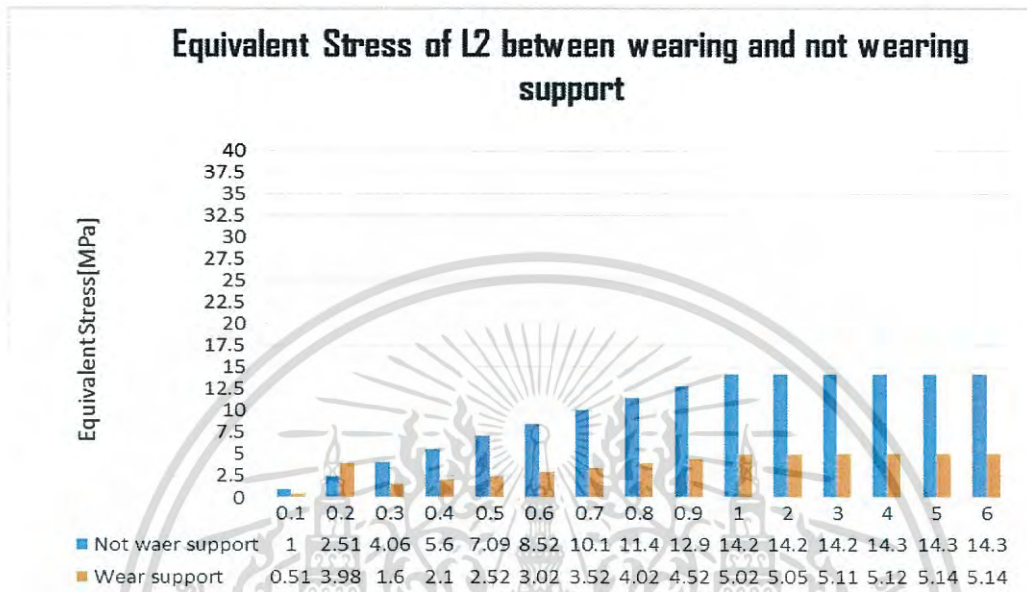
Equivalent Stress of L1 between wearing and not wearing support



รูปที่ 4.147 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

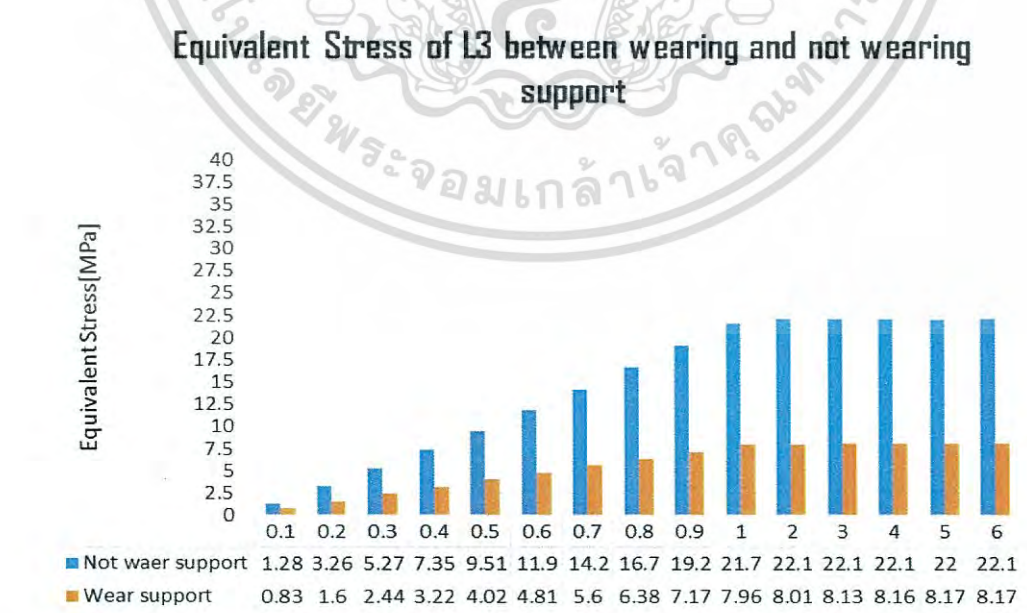
หนึ่ง (L1) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(2) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)



รูปที่ 4.148 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3)

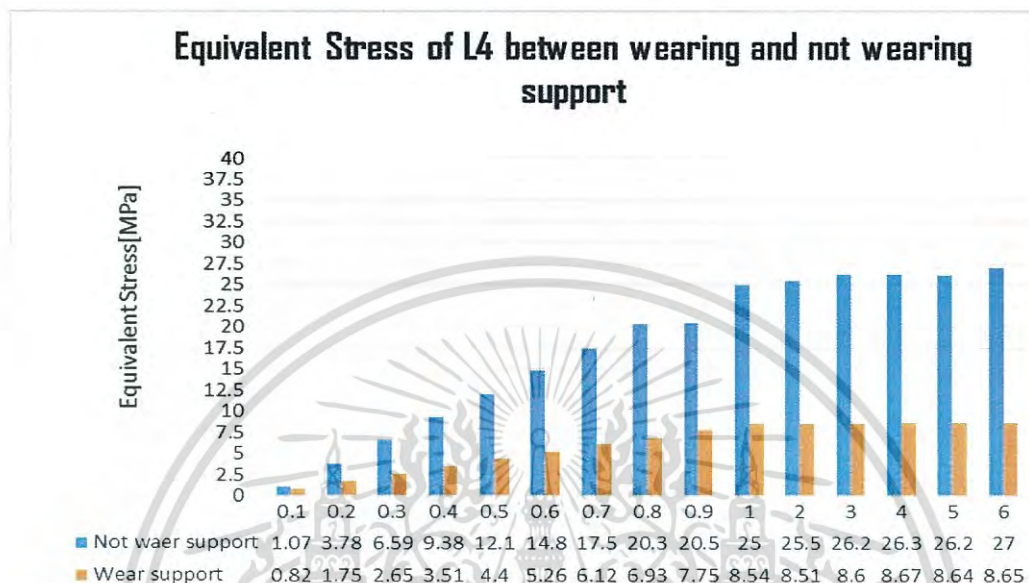


รูปที่ 4.149 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

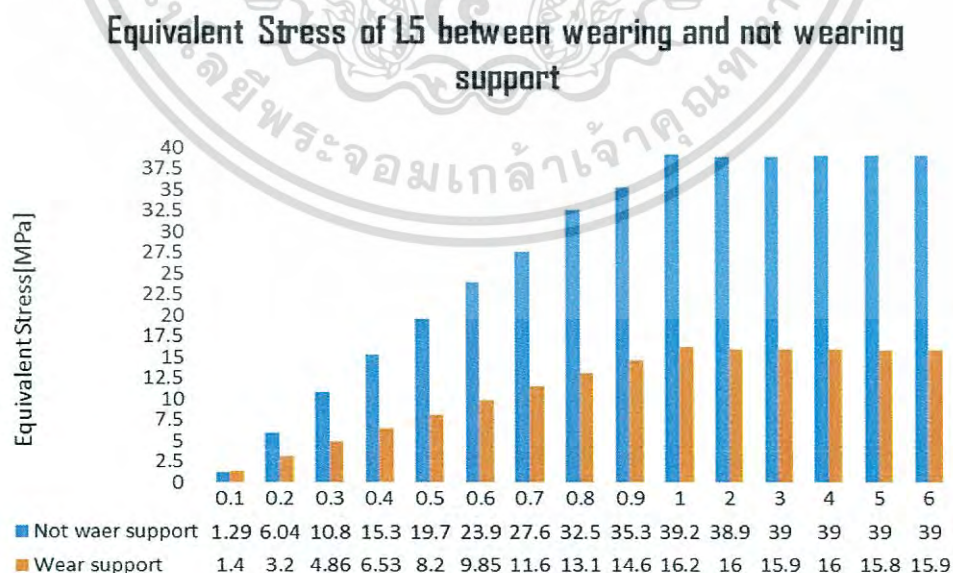
สาม (L3) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(4) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4)



รูปที่ 4.150 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(5) กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5)

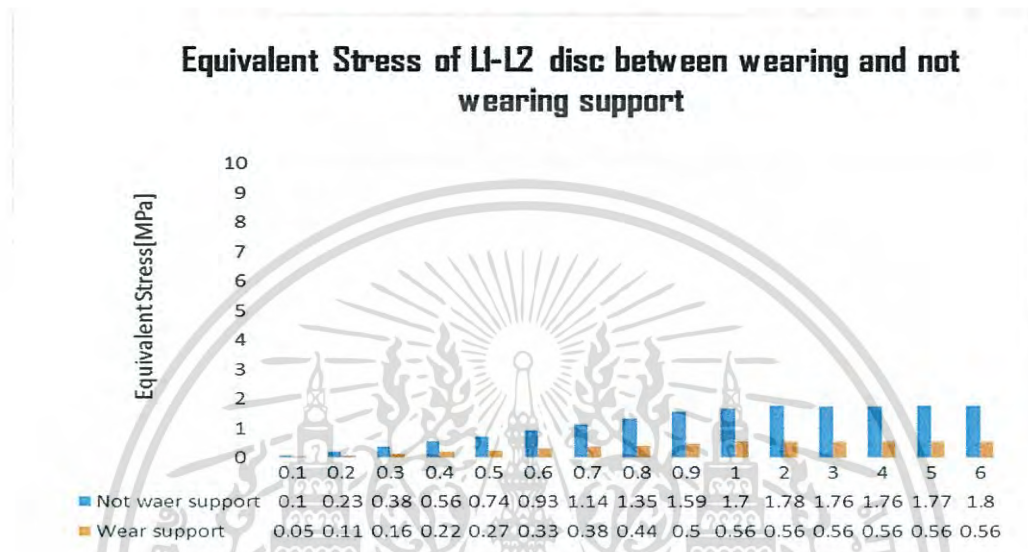


รูปที่ 4.151 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

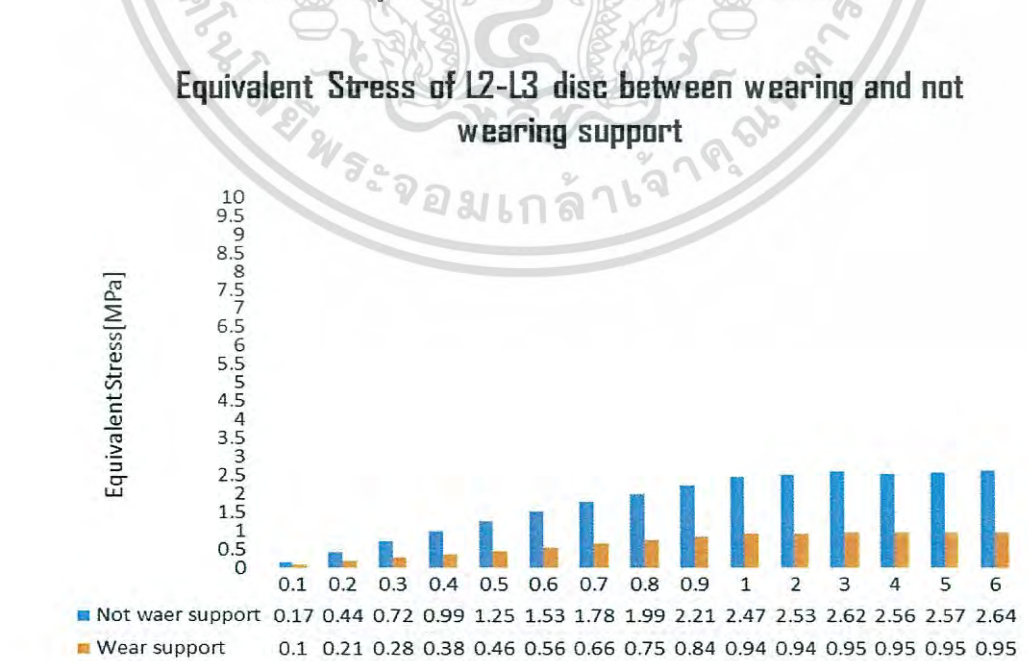
4.3.3.6 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(1) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc)



รูปที่ 4.152 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

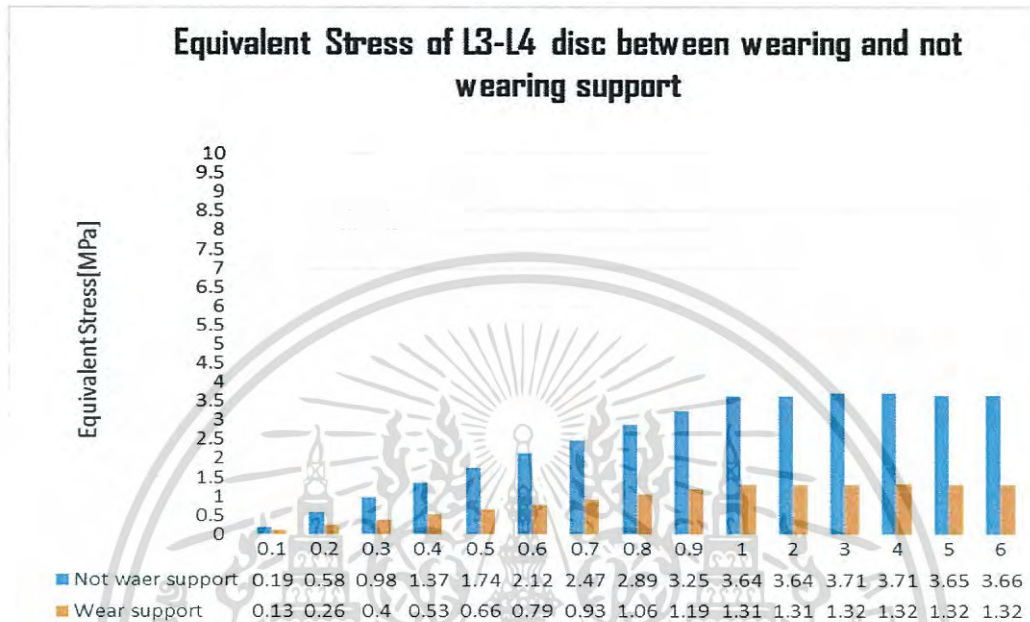
(2) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 disc)



รูปที่ 4.153 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

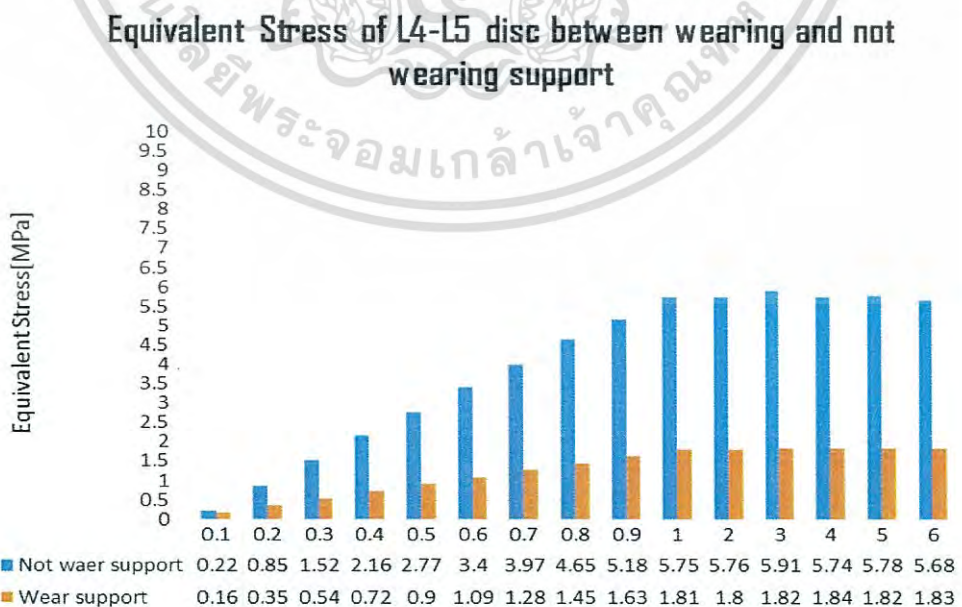
อันดับที่สอง (L2-L3 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

(3) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc)



รูปที่ 4.154 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สาม (L3-L4 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

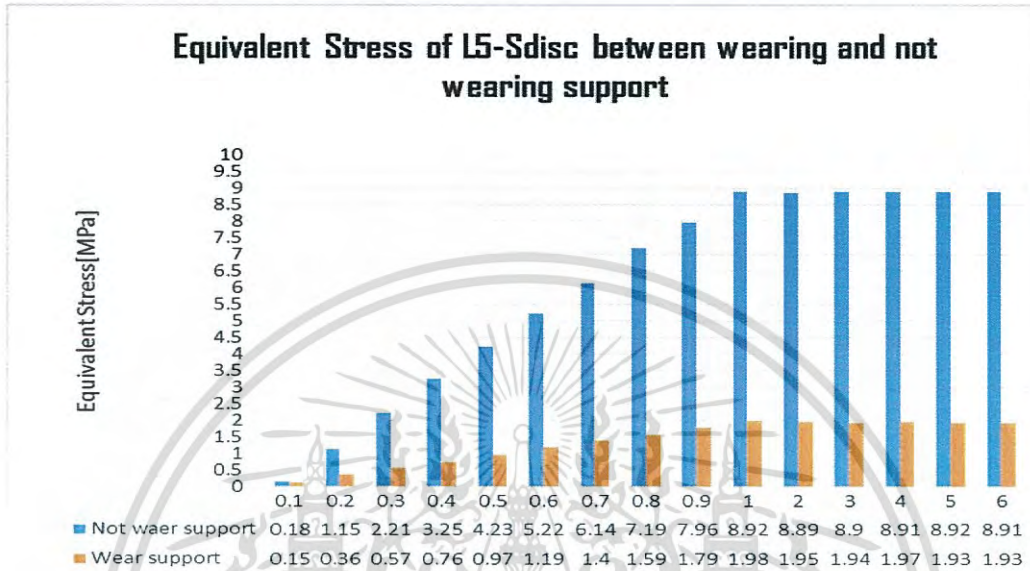
(4) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4-L5 disc)



รูปที่ 4.155 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอว เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อันดับที่สี่ (L4-L5 disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

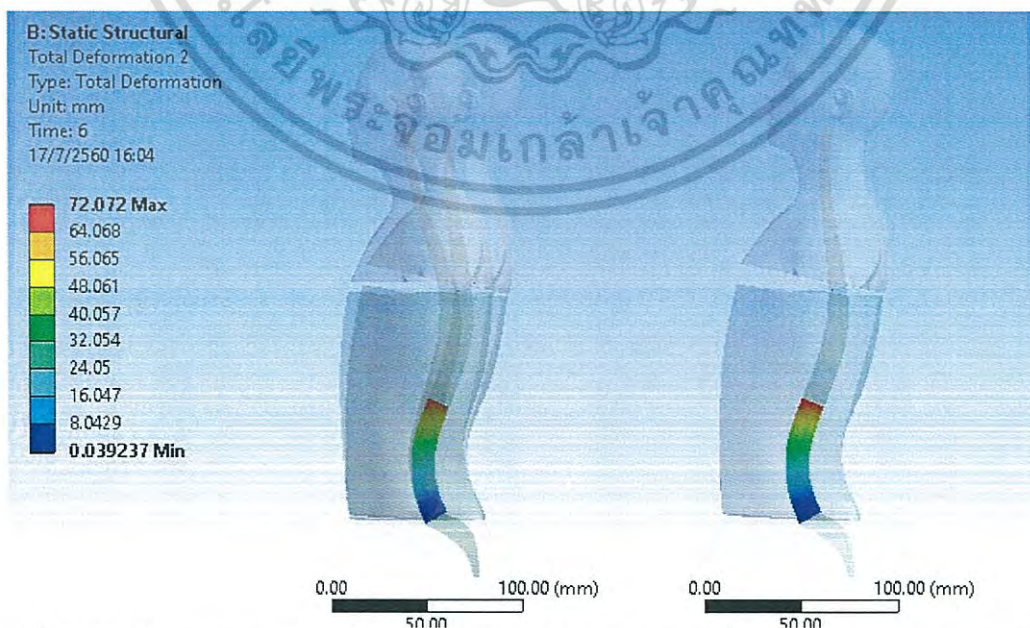
(5) หมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc)



รูปที่ 4.156 กราฟแสดงเปรียบเทียบผล Equivalent Stress ของหมอนรองกระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S disc) ระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว

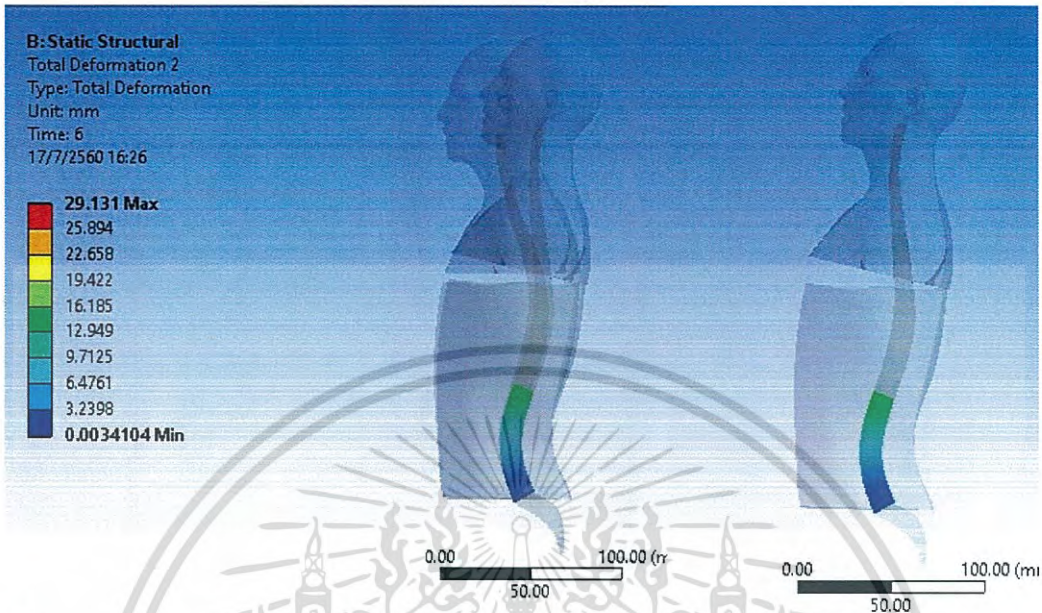
4.2.4 ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังส่วนเอว (L1-L5) กับผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับเครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว (lumbosacral orthosis supporter) ในท่าก้มโค้ง

(1) การเปลี่ยนแปลงรูปทรง (Deformation)

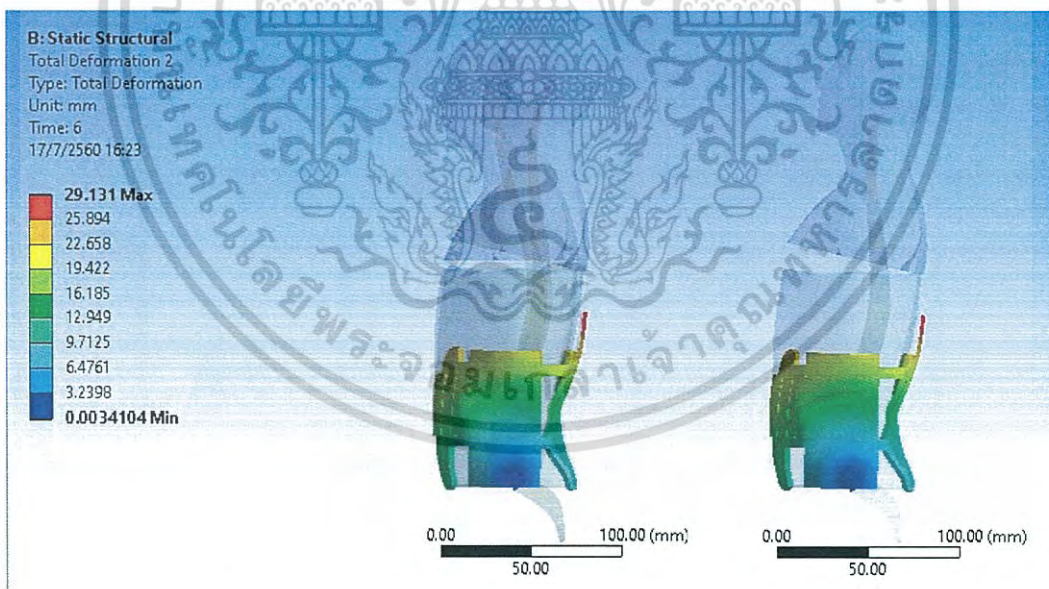


รูปที่ 4.157 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและเอกสารถือเป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

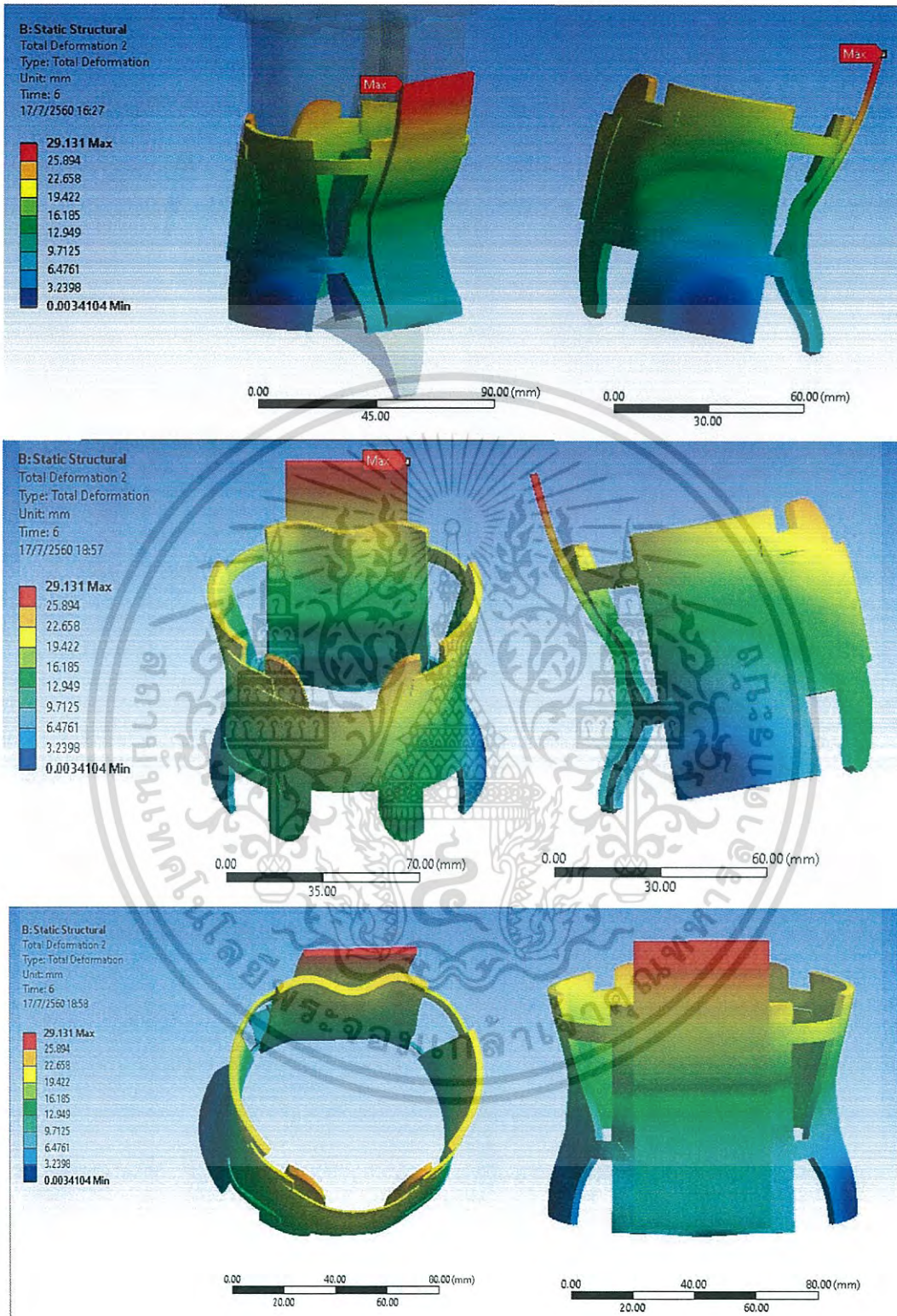
หมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



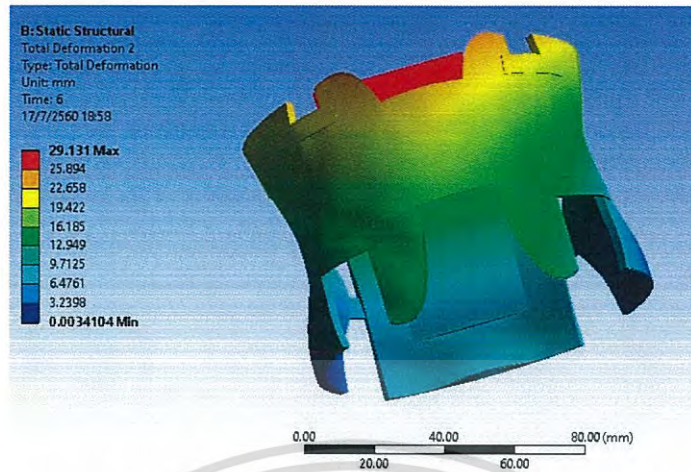
รูปที่ 4.158 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

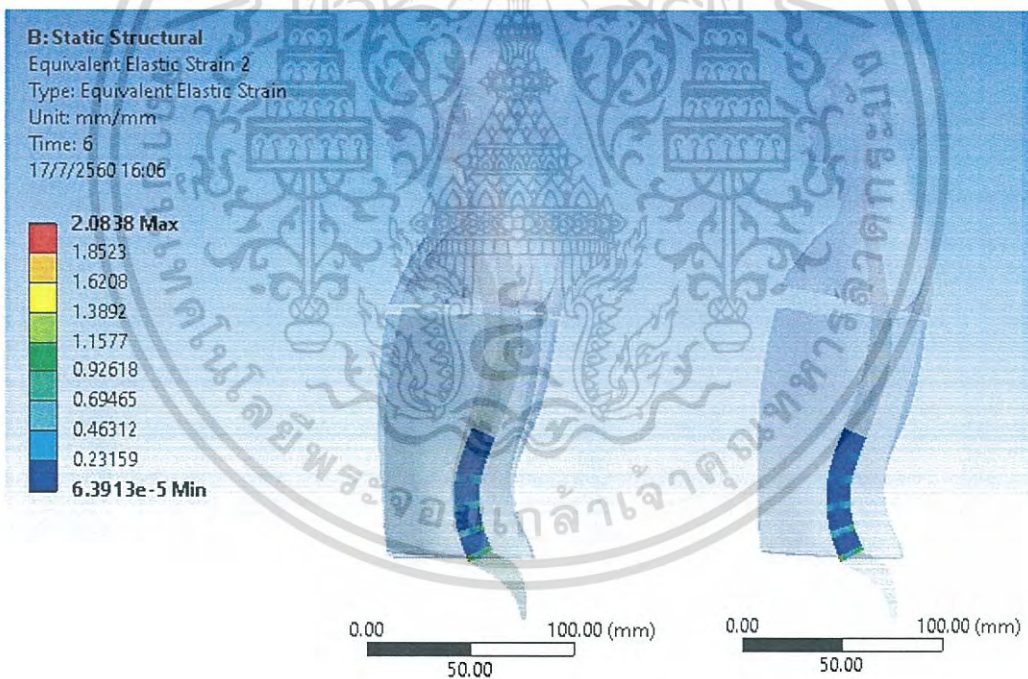


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



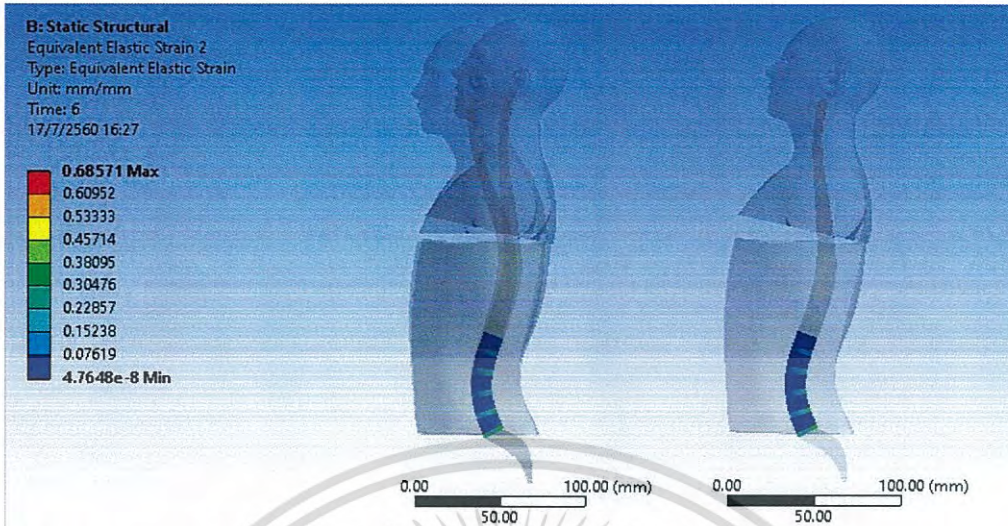
รูปที่ 4.159 ลักษณะของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (Deformation) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

(2) ค่าสมมูลของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain)

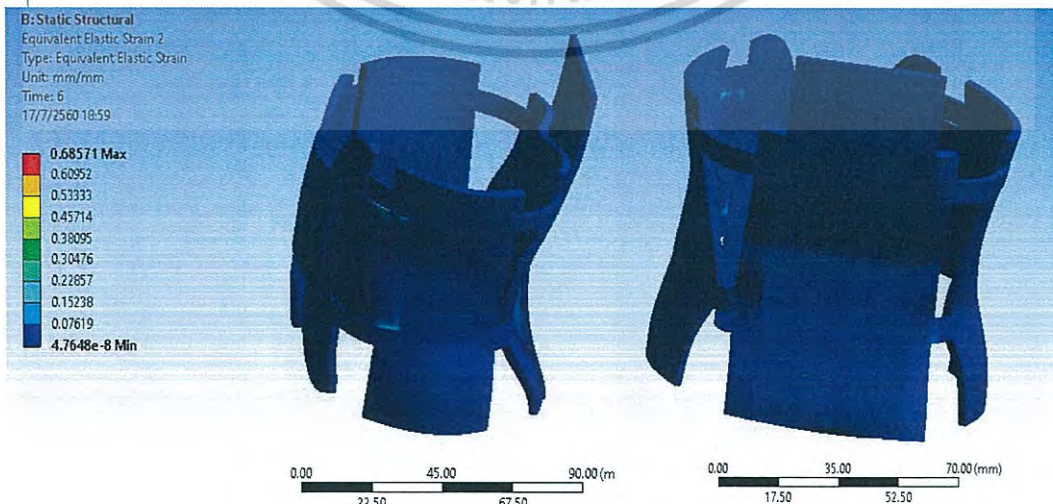
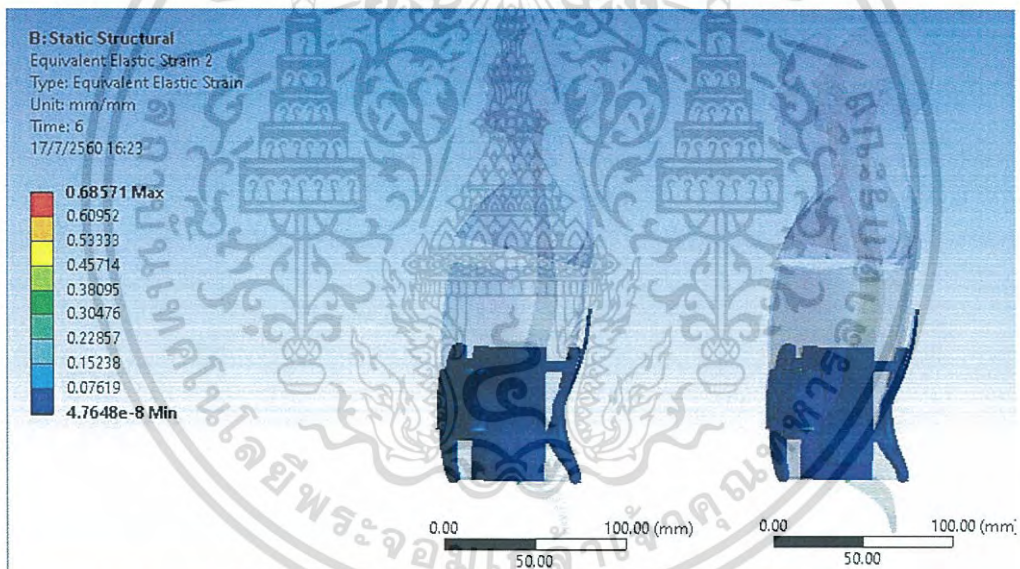


รูปที่ 4.160 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

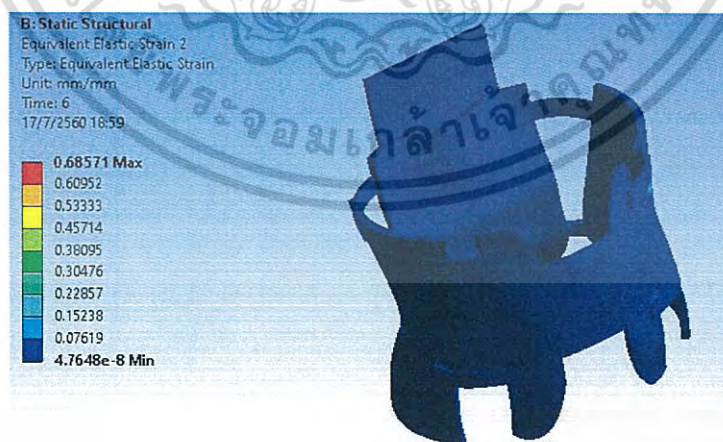
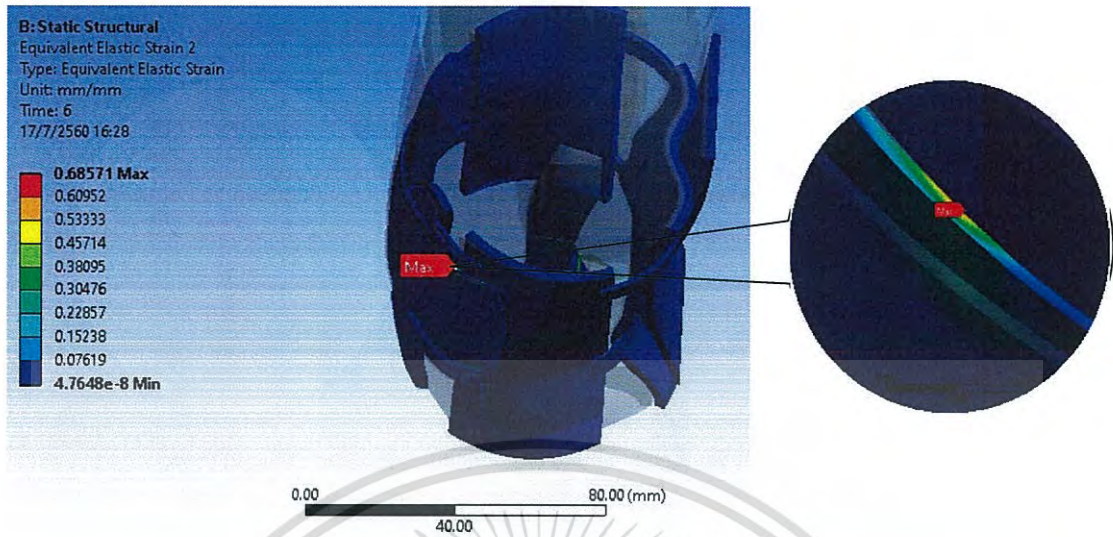
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



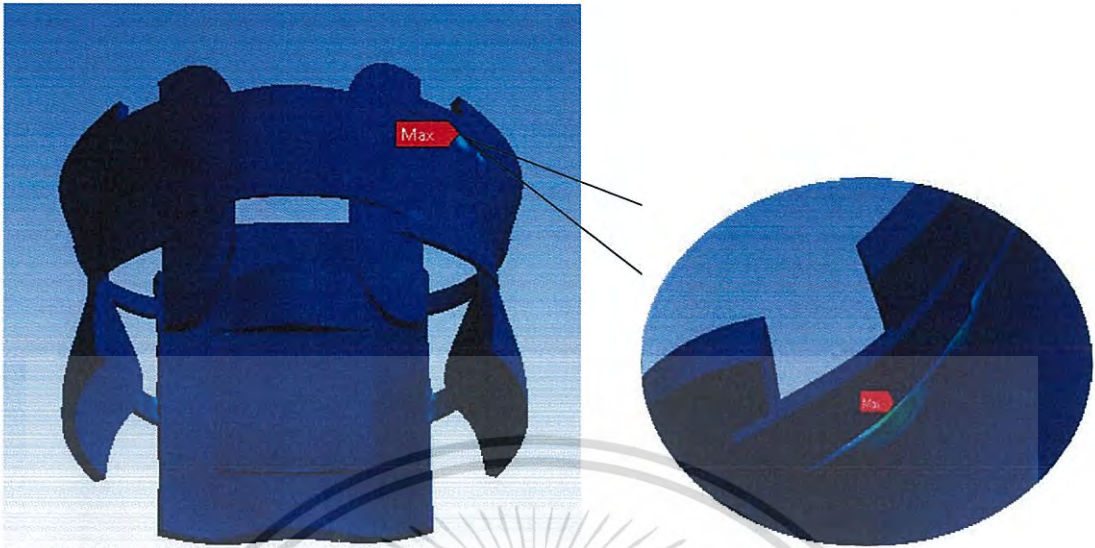
รูปที่ 4.161 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

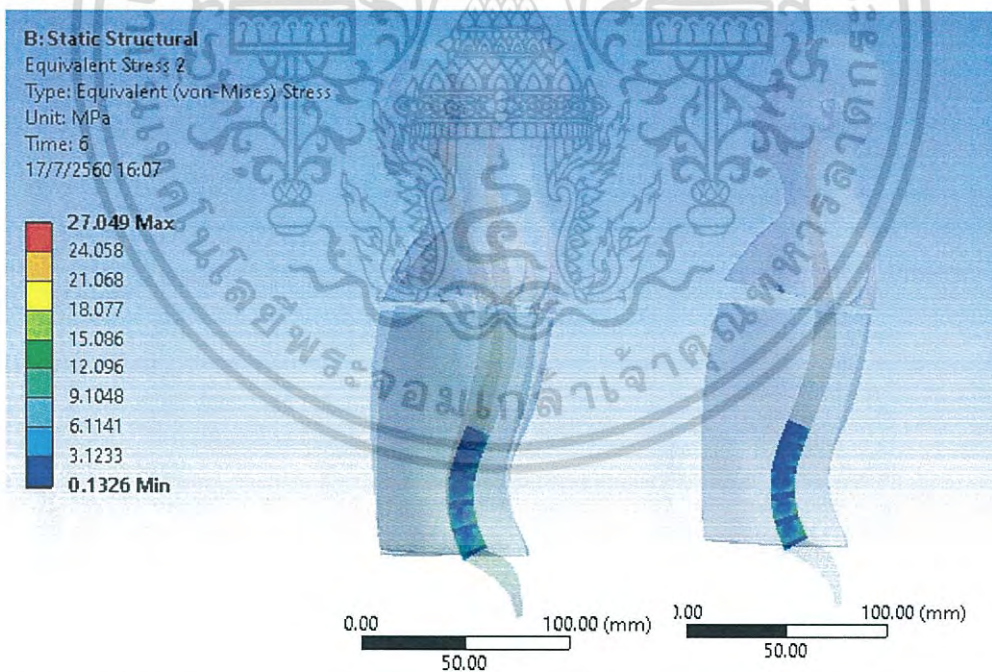


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



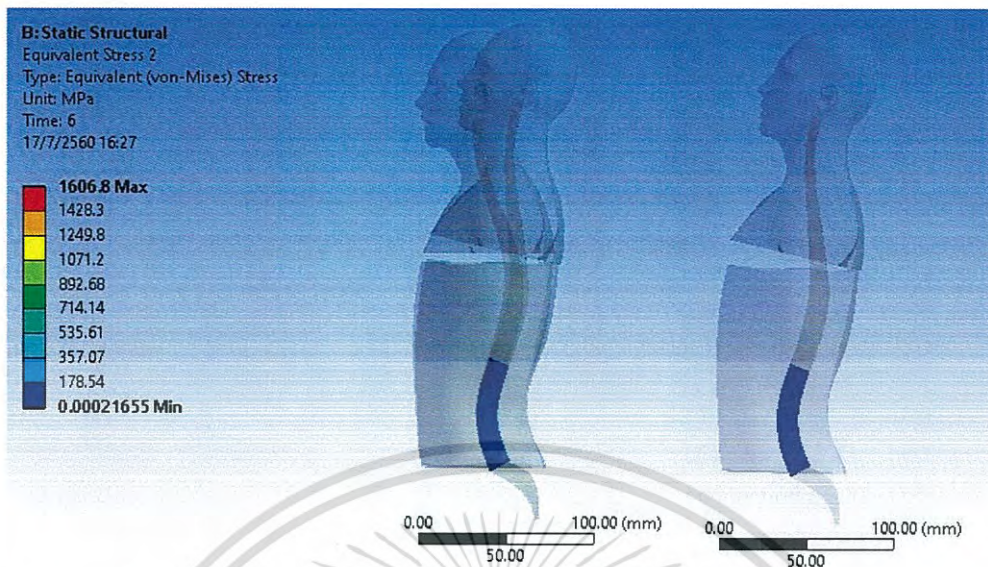
รูปที่ 4.162 ลักษณะของความเครียดแบบคืนรูป (Equivalent Elastic Strain) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

(3) ค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress)

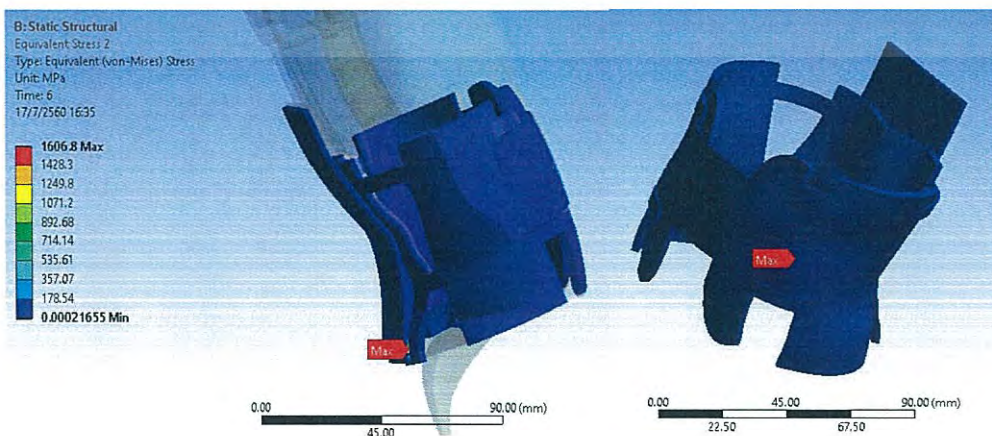


รูปที่ 4.163 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูก (ก) กรณีไม่ได้สวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว

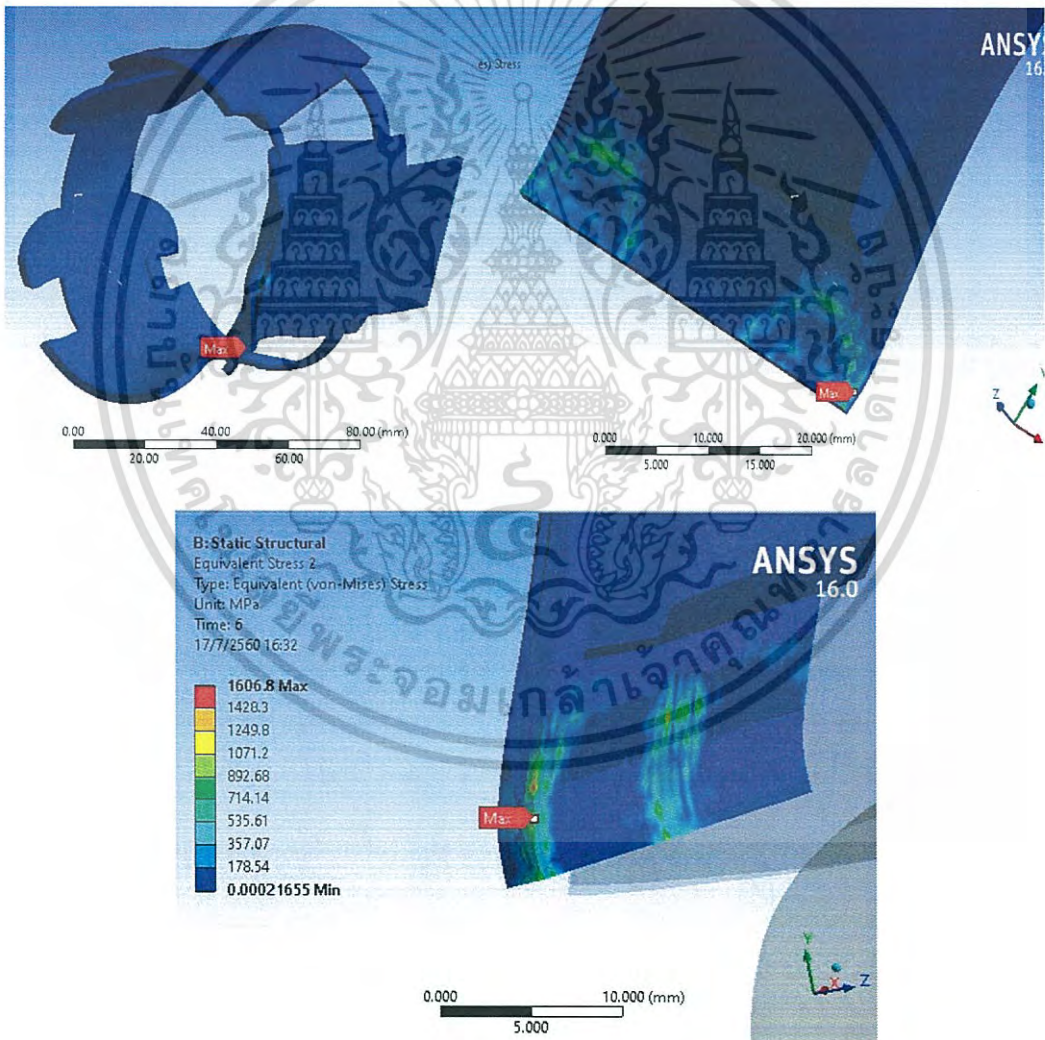
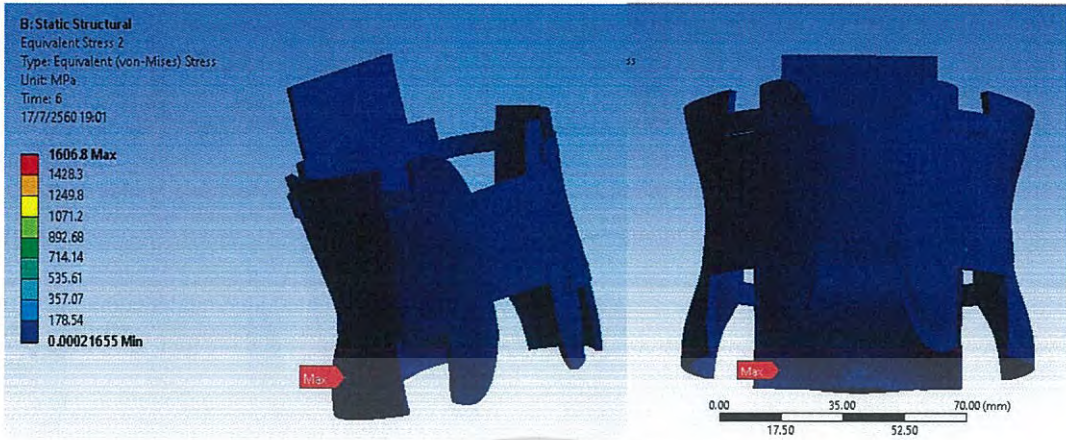
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



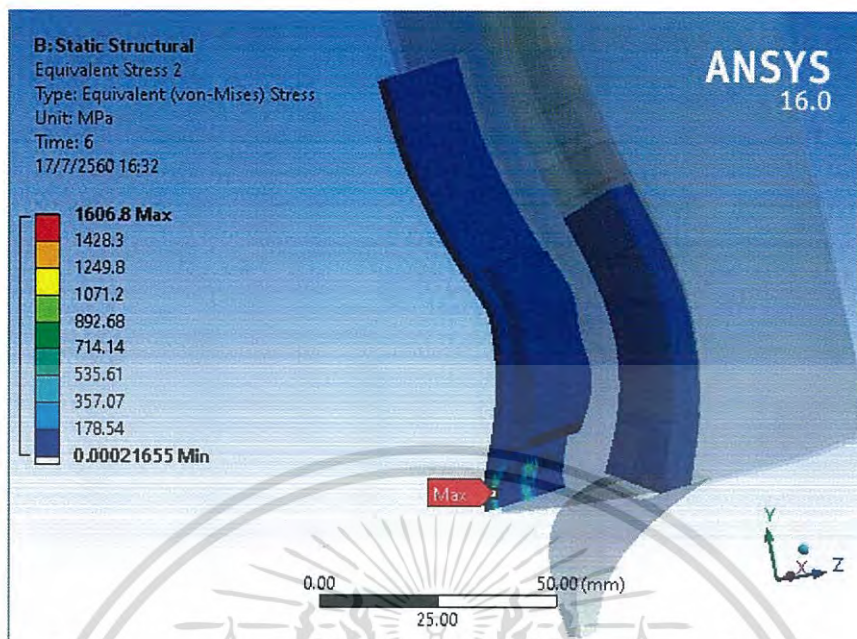
รูปที่ 4.164 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวและหมอนรองกระดูกกรณีสวมใส่เครื่องช่วยพยุงภายนอกส่วนเอว



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.165 ลักษณะของค่าสมมูลความเค้น (Equivalent Stress) ของเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว (Lumbosacral Orthotic Supporter)

4.4 ตารางเปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลง

จากข้อมูลข้างต้นสามารถเขียนตารางสรุปความเปลี่ยนแปลงจากการจำลองเหตุการณ์ด้วยแบบจำลองรูปคนตั้งแต่ศีรษะลงมาถึงบันเอวได้ดังตารางต่อไปนี้ โดยผู้วิจัยเลือกกล่าวถึงเฉพาะกระดูกสันหลัง L1-L5 กับหมอนรองกระดูก L1-L2 ถึง L5-S เนื่องจากเกี่ยวข้องกับอาการปวดหลังโดยตรง

- (1) ทำสะพานกระดูกเป่า

ตารางที่ 4.1 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงในท่าสะพานกระดูกเป่า 15 kg

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	3.33458	1.85136	44
L2	3.21047	1.75501	45
L3	3.01547	1.71468	43
L4	2.4162	1.54264	36
L5	1.22336	0.845715	31
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	3.24808	1.81514	44
L2-L3	3.14489	1.81546	42

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยางค์และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยางค์ในท่าสะพานกระเป่า 15 kg

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L3-L4	2.6368	1.61364	39
L4-L5	1.84512	1.24511	33
L5-S	0.807645	0.573553	29

ตารางที่ 4.2 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยางค์และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยางค์ในท่าสะพานกระเป่า 15 kg

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	0.00008861	0.00008015	10
L2	0.00022173	0.00015506	30
L3	0.00035602	0.00054911	-54
L4	0.00025824	0.00026089	-1
L5	0.00023301	0.00019176	18
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	0.02152340	0.03104490	-44
L2-L3	0.12680100	0.17531800	-38
L3-L4	0.14107000	0.11409600	19
L4-L5	0.18523400	0.16696400	10
L5-S	0.43663100	0.32206500	26

ตารางที่ 4.3 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยางค์และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยางค์ในท่าสะพานกระเป่า 15 kg

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	1.06332	0.961857	10
L2	2.6608	1.86079	30
L3	3.41724	3.45981	-1
L4	3.09893	3.13066	-1
L5	2.79612	2.22579	20
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	0.086753	0.130001	-50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าสะพานกระบี่ 15 kg

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L2-L3	0.525566	0.673863	-28
L3-L4	0.5925	0.479206	19
L4-L5	0.777389	0.694396	11
L5-S	1.83143	1.35118	26

(2) ท่าก้มโค้ง

ตารางที่ 4.4 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	25.56529333	7.98112	69
L2	20.53936	6.83488	67
L3	14.57749333	5.338281333	63
L4	8.607086667	3.477349333	60
L5	3.574068	1.5917	55
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	21.61989	7.055873	67
L2-L3	16.77714	5.908407	65
L3-L4	10.49205	4.123415	61
L4-L5	5.599553	2.404727	57
L5-S	2.077027	0.95258	54

ตารางที่ 4.5 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	0.000322	0.000236	27
L2	0.000315	0.000245	22
L3	0.000452	0.000398	12
L4	0.000708	0.000222	69
L5	0.001244	0.000354	72

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.5(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง

หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	0.090123	0.087664	3
L2-L3	0.174802	0.133498	24
L3-L4	0.310163	0.132076	57
L4-L5	0.572242	0.233588	59
L5-S	1.191347	0.54304	54

ตารางที่ 4.6 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่ อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	3.859982	2.825262	27
L2	3.776071	2.9344	22
L3	5.423206	4.755468	12
L4	8.499493	2.662875	69
L5	14.93195	4.252801	72
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	0.378471	0.368169	3
L2-L3	0.734169	0.560691	24
L3-L4	1.302479	0.554712	57
L4-L5	2.400952	0.979925	59
L5-S	4.999897	2.278162	54

(3) ท่าเอนหลัง

ตารางที่ 4.7 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่ อุปกรณ์พุงและไม่สวมใส่ อุปกรณ์พุงในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	49.311	12.09456	75
L2	37.12992	9.30524	75
L3	23.96739	6.232253	83
L4	12.75557	3.36098	74

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Deformation ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยางค์และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยางค์ในท่าก้มโค้ง

L5	4.781152	1.312167	73
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	39.84237	9.839773	75
L2-L3	28.50289	7.208834	75
L3-L4	15.83329	4.198732	73
L4-L5	7.58118	2.090377	72
L5-S	2.592207	0.76325	71

ตารางที่ 4.8 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Elastic Strain ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยางค์และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยางค์ในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	0.000853	0.000388	55
L2	0.000826	0.000313	62
L3	0.001231	0.000472	62
L4	0.001456	0.000522	64
L5	0.002259	0.00094	58
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	0.292184	0.096305	67
L2-L3	0.422058	0.157893	63
L3-L4	0.596944	0.219843	63
L4-L5	0.942752	0.302113	68
L5-S	1.444181	0.325127	77

ตารางที่ 4.9 ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยางค์และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยางค์ในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1	10.23476	4.658213	54
L2	9.908367	3.75724	62
L3	14.71495	5.645087	62
L4	17.47329	6.053673	65

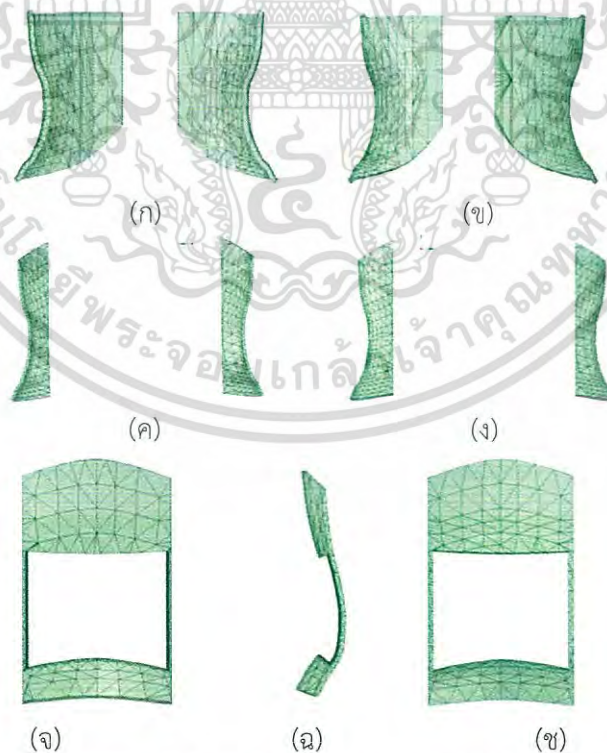
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.9(ต่อ) ตารางสรุปความแตกต่างของค่า Equivalent Stress ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์พยุงและไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงในท่าก้มโค้ง

กระดูกสันหลัง	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L5	27.10471	11.27441	58
หมอนรองกระดูก	ค่าตอนไม่สวมใส่อุปกรณ์	ค่าตอบสนองสวมใส่อุปกรณ์	%ความเปลี่ยนแปลง
L1-L2	1.173231	0.388492	67
L2-L3	1.764282	0.661233	63
L3-L4	2.506983	0.923339	63
L4-L5	3.957723	1.268878	68
L5-S	6.064011	1.365403	77

4.5 Prototype

(1) สร้างแบบจำลองสามมิติ
การสร้างต้นแบบเริ่มจากสร้างเป็นโมเดลสามมิติขึ้นมาด้วยโปรแกรม Spaceclaim ตามที่แสดงในรูปที่ 3.19

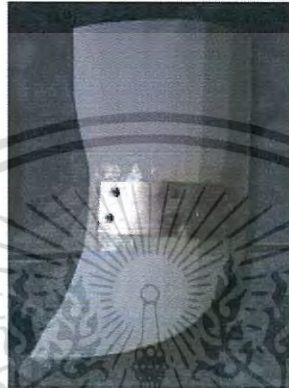


รูปที่ 4.166 (ก) ด้านหลังของแกนหน้า (ข) ด้านหน้าของแกนหน้า (ค) ด้านหลังของแกนด้านข้าง (ง) ด้านหน้าของแกนด้านข้าง (จ) ด้านหน้าของแกนพยุงหลัง (ฉ) ด้านข้างของแกนพยุงหลัง และ (ช) ด้านหลังของแกนพยุงหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(2) ชั้นประกอบ

ขั้นต่อไปคือ แปลงไฟล์และปรับแต่งสำหรับใส่ข้อมูลในเครื่อง 3D Printer เลือกใช้พลาสติก ABS ที่มีความยืดหยุ่นกว่าพลาสติก PLA สามารถงอตัวได้ระดับหนึ่งก่อนจะหัก เมื่อได้องค์ประกอบแต่ละชิ้นส่วนมาแล้วก็ประกอบเข้าด้วยกันด้วยแผ่นอลูมิเนียมและน็อต เชื่อมต่อกับแผ่นซิลิโคน อย่างที่แสดงในรูปที่ 4.167



รูปที่ 4.167 แกนด้านหน้าที่ทำจากพลาสติก Abs เชื่อมด้วยแผ่นอลูมิเนียม ชั้นติดด้วยน็อต

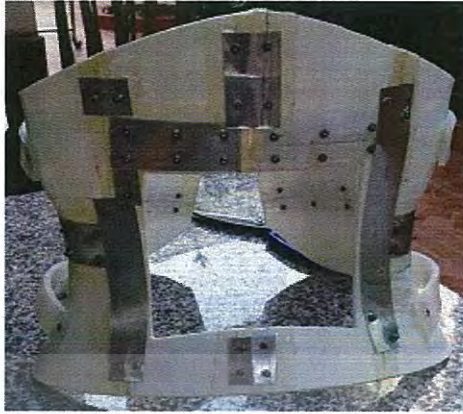


รูปที่ 4.168 ภาพโดยรวมของแกนในอุปกรณ์พวงหลัง ใช้แผ่นซิลิโคนเชื่อมต่อระหว่างแกนแต่ละชั้น

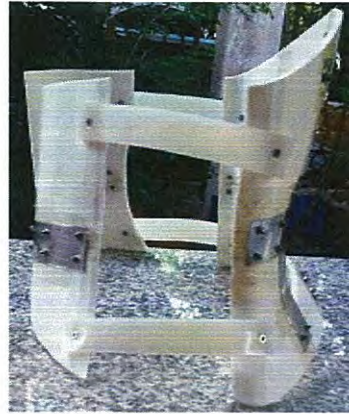


(ก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.169 หลังประกอบเสร็จ (ก) มุมมองด้านหน้าของอุปกรณ์พุงหลัง (ข) มุมมองด้านหลังของอุปกรณ์พุงหลัง และ (ค) มุมมองด้านข้างของอุปกรณ์พุงหลัง

(4) Sealing

เมื่อประกอบเสร็จ ขั้นตอนต่อมาคือห่อหุ้มส่วนแกนพลาสติกและแกนพุงลูมิเนียมอัลลอย ส่วนห่อหุ้มประกอบด้วยสองชั้น ชั้นแรกเป็นผ้า cotton ผสม polyester ในอัตราส่วน 80/20 หนา 2 มิลลิเมตร ได้ตามที่แสดงในรูปที่ 4.169 เมื่อหุ้มแล้วติดเบาะด้านหลังจากวัสดุโฟม EVA เข้าไปที่ช่องว่างของแกนพุงหลัง อย่างในรูปที่ 4.171 ชั้นที่สองคือ ผ้า spandex สีดำ ความหนาของผ้าเท่ากับ 0.5 มิลลิเมตร แสดงในรูปที่ 4.172



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.170 หุ้มด้วยผ้า cotton ผสม polyester ในอัตราส่วน 80/20 (ก) แกนอลูมิเนียมอัลลอยด์ (ข) แกนพลาสติก Abs และซิลิโคน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.171 ภาพรวมหลังหุ้มเสร็จ



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.172 (ก) มุมมองด้านบนข้างหน้า (ข) มุมมองด้านบนข้าง



(ก)



(ข)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค)

(ง)

รูปที่ 4.173 หลังห่อด้วยผ้า spandex (ก) ด้านบน (ข) ด้านหน้า (ค) ด้านหลัง และ (ง) ด้านข้าง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

วัตถุประสงค์ข้อ 1.2.1 ทำการสร้างแบบจำลองและทำการจำลองเหตุการณ์ตามที่แสดงในรูปที่ 3.22 และได้ผลการจำลองเหตุการณ์โดยใช้แบบจำลองดังกล่าวตามที่แสดงในบทที่ 4

วัตถุประสงค์ข้อ 1.2.2

ตารางที่ 5.1 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละท่าระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง

ท่าทาง	ผลลัพธ์ของการจำลองเหตุการณ์	
	ไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง	สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง
ท่า สะพาย กระเป๋า	<p>-Deformation</p> <p>การเปลี่ยนแปลงรูปร่างเกิดขึ้นมากที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2) และเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังอันดับที่ห้า (L5-S Disc)</p> <p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิดการสะสมมากที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังอันดับที่สอง (L2-L3 Disc) และสะสมน้อยสุดที่กระดูกสันหลังอันดับที่หนึ่ง (L1)</p> <p>- Equivalent Stress</p> <p>ค่าสมมูลความเค้น เกิดการสะสมมากที่สุดที่กระดูกสันหลังอันดับที่สาม (L3) และสะสมน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 Disc)</p>	<p>-Deformation</p> <p>การเปลี่ยนแปลงรูปร่างเกิดขึ้นมากที่สุดที่สายคาดของอุปกรณ์พยุงหลังและเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดที่แผ่นซิลิโคนที่ใช้เชื่อมแกนพุงของเครื่อง แผ่นที่อยู่ด้านบนซ้ายของเครื่อง</p> <p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิดการสะสมมากที่สุดที่สายคาดของอุปกรณ์พยุงหลังและสะสมน้อยที่สุดที่แผ่นซิลิโคนที่ใช้เชื่อมแกนพุงของเครื่อง แผ่นที่อยู่ด้านบนซ้ายด้านหลังของอุปกรณ์พยุงหลัง</p> <p>- Equivalent Stress</p> <p>ค่าสมมูลความเค้น เกิดการสะสมมากที่สุดที่ส่วนพุงเอวข้างขวา และสะสมน้อยที่สุดที่แผ่นซิลิโคนด้านบนซ้ายด้านหลังของอุปกรณ์พยุงหลัง</p>
ท่าก้ม โค้ง	<p>-Deformation</p> <p>การเปลี่ยนแปลงรูปร่างเกิดขึ้นมากที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) และเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S Disc)</p> <p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิด</p>	<p>-Deformation</p> <p>การเปลี่ยนแปลงรูปร่างเกิดขึ้นมากที่สุดที่ส่วนพุงเอวด้านหน้าและเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า L5 (L5-S Disc)</p> <p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิด</p>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1(ต่อ) เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้ในแต่ละท่าระหว่างสวมใส่และไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง

ท่าทาง	ผลลัพธ์ของการจำลองเหตุการณ์	
	ไม่สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง	สวมใส่อุปกรณ์พยุงหลัง
ท่าก้ม โค้ง	<p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิดการสะสมมากที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) และสะสมน้อยที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1)</p> <p>- Equivalent Stress</p> <p>ค่าสมมูลความเค้น เกิดการสะสมมากที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) และสะสมน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1-L2 Disc)</p>	<p>การสะสมมากที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5) และสะสมน้อยที่สุดที่แผ่นซิลิโคนที่ใช้เชื่อมแกนพุงของอุปกรณ์พยุงหลัง แผ่นที่อยู่ด้านบนซ้ายด้านหลังของเครื่อง</p> <p>- Equivalent Stress</p> <p>ค่าสมมูลความเค้นเกิดการสะสมมากที่สุดที่แกนพุงด้านหลัง และสะสมน้อยที่สุดที่แผ่นซิลิโคนที่ใช้เชื่อมแกนพุงของอุปกรณ์พยุงหลัง แผ่นที่อยู่ด้านบนซ้ายด้านหลังของเครื่อง</p>
ท่า เอน หลัง	<p>-Deformation</p> <p>การเปลี่ยนแปลงรูปร่างเกิดขึ้นมากที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่ง (L1) และเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S Disc)</p> <p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิดการสะสมมากที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่ห้า (L5-S Disc) และสะสมน้อยที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2)</p> <p>- Equivalent Stress</p> <p>ค่าสมมูลความเค้น เกิดการสะสมมากที่สุดที่กระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่สี่ (L4) และสะสมน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูกสันหลังส่วนเอวอันดับที่สอง (L2-L3 Disc)</p>	<p>-Deformation</p> <p>การเปลี่ยนแปลงรูปร่างเกิดขึ้นมากที่สุดที่ส่วนพุงด้านหลัง และเปลี่ยนแปลงน้อยที่สุดที่หมอนรองกระดูก L5</p> <p>- Equivalent Elastic Strain</p> <p>ค่าสมมูลของความเครียดแบบค้ำรูปเกิดการสะสมมากที่สุดที่สายคาด และสะสมน้อยที่สุดที่แกนในของส่วนพุงหลัง</p> <p>- Equivalent Stress</p> <p>ค่าสมมูลความเค้นเกิดการสะสมมากที่สุดที่ ส่วนพุงด้านหลัง และสะสมน้อยที่สุดที่สายคาด</p>

วัตถุประสงค์ข้อ 1.2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2 เปรอ์เซ็นต์การลดลงของผลลัพธ์ที่เกิดที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) กับหมอนรองกระดูกส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 Disc) ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์และไม่สวมใส่อุปกรณ์ในท่าทางหลักจำนวนสามท่าทาง

%ความเปลี่ยนแปลงของค่า Deformation			
กระดูกสันหลัง	ท่าสะพานกระเป่า	ท่าก้มโค้ง	ท่าเอนหลัง
L1	44	69	75
L2	45	67	75
L3	43	63	83
L4	36	60	74
L5	31	55	73
หมอนรองกระดูก	ท่าสะพานกระเป่า	ท่าก้มโค้ง	ท่าเอนหลัง
L1-L2	44	67	75
L2-L3	42	65	75
L3-L4	39	61	73
L4-L5	33	57	72
L5-S	29	54	71
%ความเปลี่ยนแปลงของค่า Equivalent Elastic Strain			
กระดูกสันหลัง	ท่าสะพานกระเป่า	ท่าก้มโค้ง	ท่าเอนหลัง
L1	10	27	55
L2	30	22	62
L3	-54	12	62
L4	-1	69	64
L5	18	72	58
หมอนรองกระดูก	ท่าสะพานกระเป่า	ท่าก้มโค้ง	ท่าเอนหลัง
L1-L2	-44	3	67
L2-L3	-38	24	63
L3-L4	19	57	63
L4-L5	10	59	68
L5-S	26	54	77
%ความเปลี่ยนแปลงของค่า Equivalent Stress			
กระดูกสันหลัง	ท่าสะพานกระเป่า	ท่าก้มโค้ง	ท่าเอนหลัง
L1	10	27	54
L2	30	22	62
L3	-1	12	62
L4	-1	69	65
L5	20	72	58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.2(ต่อ) เปรอ์เซ็นต์การลดลงของผลลัพธ์ที่เกิดที่กระดูกไขสันหลังส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5) กับหมอนรองกระดูกส่วนเอวอันดับที่หนึ่งถึงอันดับที่ห้า (L1-L5 Disc) ระหว่างสวมใส่อุปกรณ์และไม่สวมใส่อุปกรณ์ในท่าทางหลักจำนวนสามท่าทาง

หมอนรองกระดูก	ท่าสะพานกระเป่า 15 kg	ท่าก้มโค้ง	ท่าเอนหลัง
L1-L2	-50	3	67
L2-L3	-28	24	63
L3-L4	19	57	63
L4-L5	11	59	68
L5-S	26	54	77

วัตถุประสงค์ข้อ 1.2.4 เครื่องต้นแบบสร้างโดยใช้พลาสติก Abs ทำเป็นแกนช่วยพยุงโดยที่ส่วนพยุงด้านหลังจะเสริมด้วยแผ่นอลูมิเนียมอัลลอยด์ที่ดัดโค้งตามแนวหลังเข้าไปด้วย เชื่อมแต่ละส่วนพยุงด้วยแผ่นซิลิโคน หุ้มด้วยผ้า cotton/polyester ด้านในและปิดทับด้านนอกด้วยผ้า spandex ตามที่แสดงในรูปที่ 4.173

5.2 อภิปรายผล

ตารางที่ 5.1 อธิบายผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นภายใต้เงื่อนไขของแต่ละท่าทางที่เหมือนกันในกรณีที่มีแบบจำลองของอุปกรณ์พยุงหลังหรือเครื่องช่วยพยุงภายนอกสำหรับเอว(Lumbosacral Orthotic Supporter) ที่ออกแบบเป็นหนึ่งในองค์ประกอบกับไม่มี ค่าการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง(Deformation) แสดงถึงความสามารถในการจำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังส่วนเอว ค่าความเค้นและความเครียด (Equivalent Elastic Strain และ Equivalent Stress) แสดงถึงความเสี่ยงที่จะเสียหายหรือทรุดโทรมในกายภาคหน้า ถ้าสองค่านี้สะสมเยอะเท่ากับมีความเสี่ยงมาก ในตารางที่ 5.1 กับตารางที่ 5.2 แสดงให้เห็นว่าผลลัพธ์ของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง ความเค้นและความเครียดลดลงตามเปอร์เซ็นต์และตำแหน่งที่ได้รับผลกระทบมากที่สุดเปลี่ยนไปเกิดที่อุปกรณ์ช่วยพยุงแทนที่จะเกิดที่กระดูกหรือหมอนรองกระดูก แสดงว่าอุปกรณ์มีออกแบบสามารถลดความเสียหายที่เกิดขึ้นได้และจำกัดการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังส่วนเอว ซึ่งในตารางที่ 5.2 มีบางค่าที่ติดลบ หมายถึงหลังจากสวมใส่อุปกรณ์ช่วยพยุงค่าผลลัพธ์ที่ได้เพิ่มขึ้นจากก่อนสวมใส่อุปกรณ์ช่วยพยุง แสดงว่าเครื่องช่วยพยุงที่ออกแบบไม่ค่อยเหมาะสมที่จะใช้ในกรณีสะพานกระเป่าหรือแบกของหนัก

5.3 ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้ใช้แบบจำลองไขสันหลังที่อ้างอิงเพียงตำแหน่งและขนาดตามรูปร่างของแบบจำลองร่างกาย ดังนั้นจึงยังขาดความสมจริงตามกายวิภาควิทยา หากพัฒนาเพิ่มเติมจะส่งผลให้ค่าที่ได้ลดความผิดพลาดลง และแรงที่ระบุในการจำลองเหตุการณ์เป็นค่าที่คิดโดยรวมซึ่งตัดรายละเอียดปลีกย่อยออกไป เช่น แรงดึงจากกล้ามเนื้อที่เชื่อมต่อกับกระดูกสันหลัง แรงดันจากกล้ามเนื้อและเอ็น แรงผ่อนจากการหดตัวของกล้ามเนื้อหน้าท้อง ผลจากเลือด การทำงานของหมอนรองกระดูก รวมถึงคุณสมบัติของกระดูกและหมอนรองกระดูกซึ่งสามารถหาค่าเหล่านี้ได้จากการทำ MRI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Pimchanok. 2557. “ปวดหลังจากสมาร์โฟน” [Online]. Available : <http://www.thaihealth.or.th/Content/26592-%E0%B8%9B%E0%B8%A7%E0%B8%94%E0%B8%AB%E0%B8%A5%E0%B8%B1%E0%B8%87%E0%B8%88%E0%B8%B2%E0%B8%81%E0%B8%AA%E0%B8%A1%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B9%8C%E0%B8%97%E0%B9%82%E0%B8%9F%E0%B8%99.html>
- [2] E. Grandjean, Karl H.E. Kroemer. *Fitting The Task To The Human, Fifth Edition: A Textbook Of Occupational*. UK Taylor&Francis Ltd, 2009.
- [3] Anthropometry. May 17, 2012. “Anthropometry.” [Online]. Available : <https://www.slideshare.net/dptmemon/anthropometry-pps>
- [4] Rhonda Rose. 2016. “Section 3 ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS.” [Online]. Available : <https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>
- [5] ดร. นพ. ประสงค์เทียนบุญ. “การประเมินภาวะโภชนาการด้วยการวัดสัดส่วน (Anthropometry and body composition assessment of nutritional status).” [Online]. Available : <http://www.med.cmu.ac.th/dept/nutrition/DATA/COMMON/cmunit-deptped/ped601-prasong/ped601-anthropometric%20assessment-prasong.pdf>
- [6] Ghasem Karimi and Omid Jahanian. 2012. “Genetic Algorithm Application in Swing Phase Optimization of AK Prosthesis with Passive Dynamics and Biomechanics Considerations” [Online]. Available : https://www.researchgate.net/figure/221929806_fig2_Fig-2-Anthropometric-segment-length-of-human-body-as-a-function-of-body-height-Winter
- [7] ประสงค์ เทียนบุญ พ.บ. มกราคม, 2551. “การประเมินภาวะทางโภชนาการ (Assessment of Nutritional Status)” [Online]. Available : <http://www.med.cmu.ac.th/dept/nutrition/DATA/COMMON/cmunit-deptped/ped401-prasong/ped401-assessment-of-nutritional-prasong.pdf>
- [8] อ.รภัทร เอกนิตีเศรษฐ์. 2530. “สรีรวิทยาในการทำงาน” [Online]. Available : http://www.teacher.ssru.ac.th/rapat_ek/pluginfile.php/65/mod_page/content/9/%E0%B8%AA%E0%B8%A3%E0%B8%B5%E0%B8%A3%E0%B8%A7%E0%B8%B4%E0%B8%97%E0%B8%A2%E0%B8%B2%E0%B9%83%E0%B8%99%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B8%97%E0%B9%8D%E0%B8%B2%E0%B8%87%E0%B8%B2%E0%B8%99.pdf
- [9] Rad Zdero, Ph.D. University of Guelph. 2016. “Anthropometrics II.” [Online]. Available : <http://slideplayer.com/slide/4311435/>
- [10] Pathobiomechanics and Pathobiology COMPENDIUM. “Mass of body seg-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- ment.” [Online]. Available : http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompndium/biomechanika/geometrie_hmotnost_en.php
- [11] World of Sports Science. 2008. “Back Anatomy and Physiology.” [Online]. Available : <http://www.faqs.org/sports-science/A-Ba-and-timeline/Back-Anatomy-and-Physiology.html>
- [12] Healthline Medical Team. 2014. “BodyMaps : iliocostalis lumborum.” [Online]. Available : <http://www.healthline.com/human-body-maps-iliocostalis-lumborum>
- [13] Anonymous. “Multifidus – Smallest Yet Most Powerful Muscle.” [Online]. Available : <https://www.coreconcepts.com.sg/article/multifidus-smallest-yet-most-powerful-most-powerful-muscle/>
- [14] Healthline Medical Team. 2015. “BodyMaps : multifidus muscle.” [Online]. Available : <http://www.healthline.com/human-body-maps/multifidus-muscle>
- [15] Sportsinjuryclinic. “Trunk & Spine Muscles : Multifidus.” [Online]. Available : <http://www.sportsinjuryclinic.net/anatomy/human-muscles/multifidus>
- [16] Elaine N.Marieb&Katja Hoehn. 2010. Human Anatomy & Physiology. Pearson Education, Inc. SanFracisco
- [17] มธุรส ณีภูธรารมณ. รูปแบบการจัดการกับความปวดในผู้ป่วยปวดหลังส่วนล่างขณะอยู่ที่บ้าน (Pain management model for patients with low back pain at home). วิทยานิพนธ์ ศึกษาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาการพยาบาลผู้ใหญ่ คณะพยาบาลศาสตร์ (การพยาบาลผู้ใหญ่)
- [18] Timothy S.Satterfield. 1989. Anatomical Basis of Low Back Pain. Williams&Wilkins
- [19] ศ.พญ.ผาสุก มหรรฆานุเคราะห์. “หลัง (back).” [Online]. Available : http://www.med.cmu.ac.th/secret/edserv/curriculum/file/stdload/B-M_vertbral%20column_loco/Vertebral%20column-loco.doc
- [20] Van Pelt, Michael (2005). Space Tourism: Adventures in Earth Orbit and Beyond. Springer, 185. ISBN 0-387-40213-6.
- [21] Superiteng. 2011. “จุดศูนย์กลางมวล และจุดศูนย์กลางของความโน้มถ่วง.” [Online]. Available : <http://www.vcharkarn.com/lesson/1119>
- [22] Anthony Bedford, Wallace Fowler. 2005. Engineering Mechanics STATICS&DYNAMICS. Pearson Education, Inc.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [23] Elaine N. Marieb & Katja Hoehn. 2010. *Human Anatomy & Physiology*. Pearson Education, Inc. San Francisco
- [24] Alexandra. 2014. “Lever of Human Body.” [Online]. Available : <https://alexeinstein.wordpress.com/2014/09/03/lever-of-human-body/>
- [25] Richard C. Schafer. 1986. *Clinical Biomechanics: Musculoskeletal Actions and Reactions*. Lippincott Williams and Wilkins; 2nd Revised edition edition.
- [26] ดร.สุปิยา เจริญศิริวัฒน์ (หัวหน้าโครงการ SizeThailand) ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (เนคเทค). 2551. “ผลการสำรวจรูปร่างทั่วประเทศไทย SizeThailand” [Online]. Available : http://www.sizethailand.org/region_all.html
- [27] นส.กมลฉัตร อภิวัฒน์กุล. 2559. “อุปกรณ์พยุงหลังสำหรับกลุ่มโรคปวดหลังส่วนล่างด้วยระบบพาสซีฟแมคคานิค.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [28] nixor. 2014. “Male Base Mesh” [Online]. Available : <https://free3d.com/3d-model/male-base-mesh-6682.html>
- [29] giufini(Giuseppe Finizia). Feb 25, 2015. “Human Spine with Exposure Stand” [Online]. Available : <https://www.thingiverse.com/thing:697686>
- [30] Patiparn Jejeue and Pattarapong Phasukkit. 2015. “Finite Element Modeling of Lower Human Body Passive Exoskeleton.” pp 219-222 in *Proceedings of ISMAC 2015*
- [31] Sandip basu, Ph.D. *Tensile Deformation of Fibers Used Industry*. 2012
- [32] Samir Zahaf, Bensamine Mansouri, Abderrahmane Belarbi and Zitouni Azari. 2016. “The Effects Induced by a Backpack Eccentric Load on the Spine of Children.” pp 6-22 in *Biomedical Science and Engineering*. Vol. 4. No. 1. France : Science and Education Publishing.
[Online]. Available : <http://pubs.sciepub.com/bse/4/1/2>
- [33] William J Anderst, Eric Thorhauer, Joon Lee, William Donaldson and James Kang. Jul 1, 2011. “Cervical Spine Bone Mineral Density as a Function of Vertebral Level and Anatomic Location.” pp 659-67 in *Spine*.
- [34] Matthew J. Budoff, MD, Yasmin S. Hamirani, MD, Yanlin L. Gao, MD, Hussain Ismaeel, MD, Ferdinand R. Flores, BS, Janis Child, BS, Sivi Carson, BS, James N. Nee, BS, and Songshou Mao, BS. November 2010. “Measurement of Thoracic Bone Mineral Density with Quantitative CT.” pp 434-440. in *Radiology*. vol.257 No.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [35] Anonymous. “Bone Densitometry” [Online]. Available : http://www.ncrg.com.au/blog/portfolio_page/bone-densitometry
- [36] White lii AA and Panjabi MM. **Clinical Biomechanics Of The Spine.** 1990.
- [37] Anonymous. “Spinomed” [Online]. Available : <https://www.medi.de/en/spinomed/>
- [38] Anonymous. “Lumbamed facet” [Online]. Available : [https://www.medi.de/en/lumbamedfacet/?sword_list\[\]=Lumbamed%C2%AE&sword_list\[\]=facet&no_cache=1](https://www.medi.de/en/lumbamedfacet/?sword_list[]=Lumbamed%C2%AE&sword_list[]=facet&no_cache=1)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



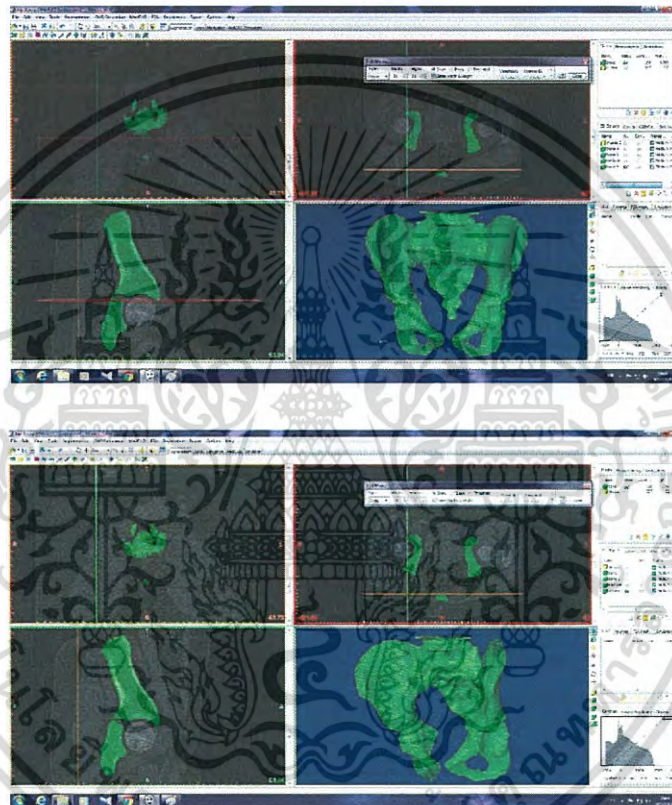
ภาคผนวก ก.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

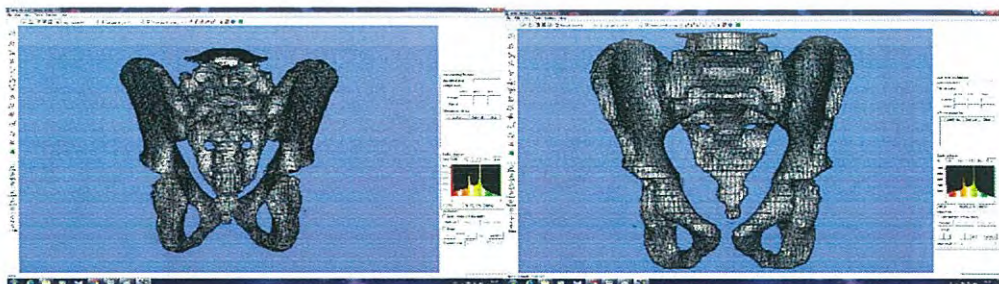
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีสร้างโมเดลสามมิติ โดยใช้ Mimic

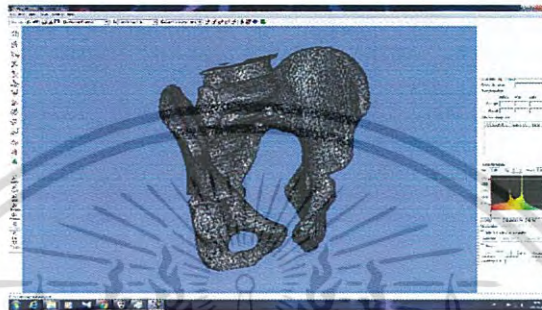
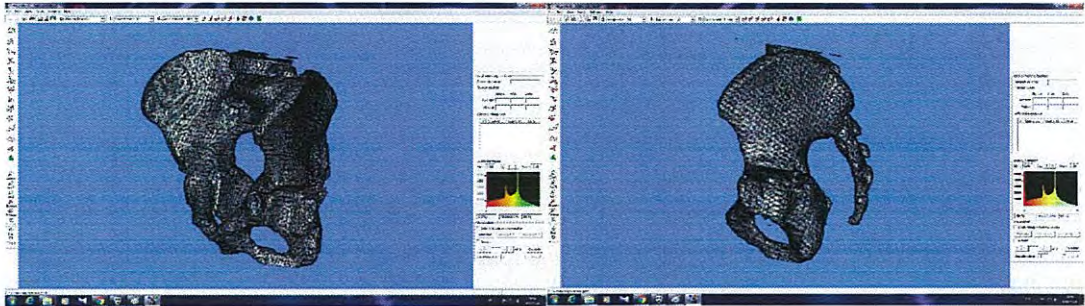
1. คลิก File เลือก Import Images > convert ภาพสแกน MRI หรือ CT > กำหนดมุมมองของภาพบน มุมข้างและมุมลึก
2. ตั้ง Thresholds คลุมส่วนที่ต้องการสร้างโมเดลสามมิติ
3. เลือก Edit Masks ตกแต่งส่วนที่ขาดหรือเกิน
4. คลิก Calculate 3D from Mask สร้างแบบจำลอง > Quality Madium



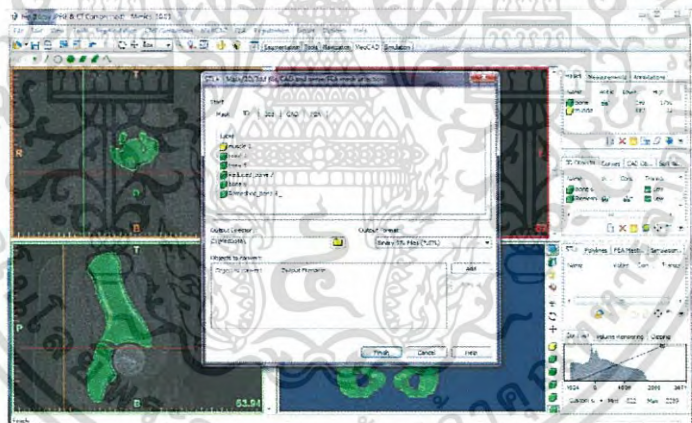
5. Remesh ปรับพื้นผิวตามต้องการ ดังรูปด้านล่าง
- 6.



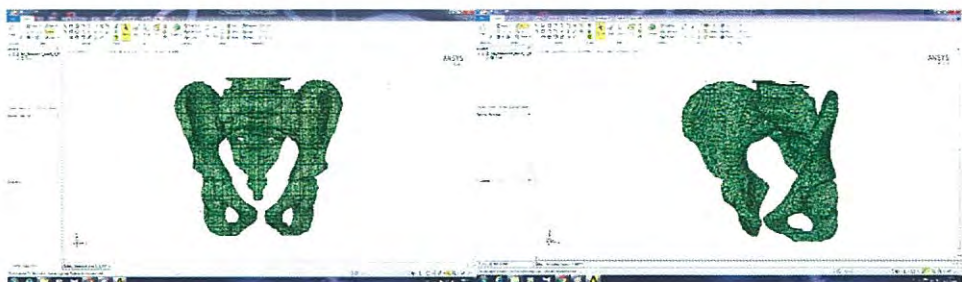
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



7. Export ตั้งเป็นไฟล์นามสกุล .stl



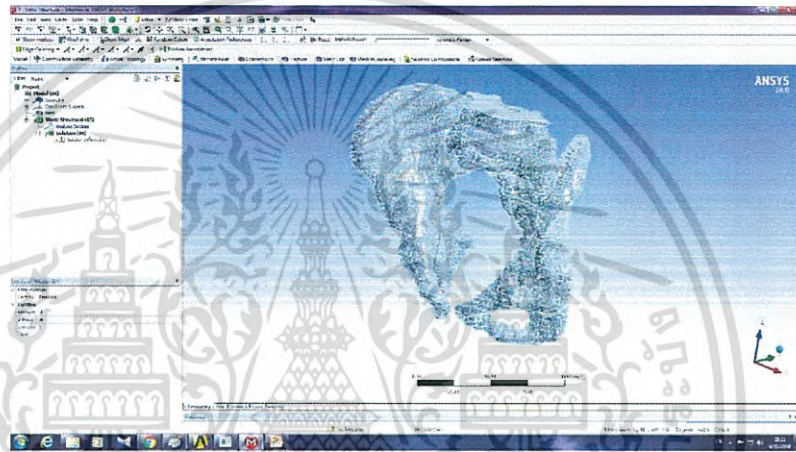
8. เปิดไฟล์ .stl ใน SpaceClaim > convert เป็น Solid



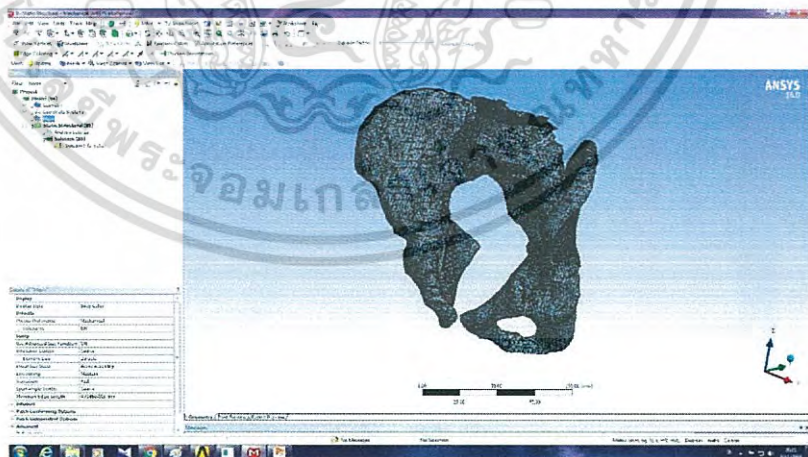
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



9. เปิด Solid ใน ANSYS ตั้งค่าวัสดุ



10. สร้าง Mesh



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Proceedings of ISMAC 2015



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Supported Back For Lower Back Pain By Passive Mechanism

Kamonchat Apivanichkul, Pattarapong Phasukkit* and Patiparn Jeju

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand.

*kppattar@gmail.com

Abstract— Supported Device is equipment to improve quality of life for all people and who has health problems. This project is designed to decrease pain and control damage in the lower back muscles. This paper describes about passive mechanism for supported back, muscles and spinal, by using reaction force of upper body weight. Designed for easy to wearable and movement like wearing clothes made from light weight and flexible material. Through using element simulation software (ANSYS), Supported parts are studied by force simulation analysis from upper body weight and many postures, correct and non-correct, such as the draw(Leaning back in a chair), The Cocoon (pulled legs up), The Swipe(lean your whole body over it), The Trance(Leaning into computer), The "Take-It-In" (lean all the way back in their chair), forward head, thoracic kyphosis, sitting & standing straight back. This result will be use for development the supported back device in future.

Keywords — Low back pain, supported device, body weight, reaction

I. INTRODUCTION

Back pain is one of the most common reasons people go to the doctor or miss work and a leading cause of disability worldwide.[1] About 80 percent of adults experience low back pain at some point in their lifetimes. In a large survey, more than a quarter of adults reported experiencing low back pain during the past 3 months. Pain can begin abruptly as a result of an accident or by lifting something heavy, or it can develop over time due to age-related changes of the spine. Sedentary lifestyles also can set the stage for low back pain, especially when a weekday routine of getting too little exercise is punctuated by strenuous weekend workout. [2]

Back rehabilitation is achieved through specific low back pain exercises known as core stability exercises. These exercises improve spinal stability and posture. A back support or back brace helps to prevent slouching and bad posture. Good posture relies upon a forward curve in the lower back, which is known as the lordosis. If the lordosis is maintained during sitting and activities then the upper part of the spine will be in the best position to deal with the loads that are placed on the back.

A back support or back brace can be extremely effective at improving back posture as part of the treatment and management of lower back pain. One of the key aims of physiotherapy

treatment for back ache is to improve posture. Painful back conditions such as Sciatica, slipped disc, sacro iliac joint pain, facet syndrome, spinal stenosis and degenerative disc disease can all benefit from wearing a back support.

Back supports and braces are made from neoprene and other breathable fabrics for extra comfort. Neoprene material provides warmth and support that can help to relieve pain, reduce back muscle spasm and enhance healing. Back supports and braces feature plastic or metal reinforcing side stays which are particularly effective in back pain prevention for people who need support during heavy lifting and handling. Back pain, especially sacroiliac joint dysfunction can occur during pregnancy due to ligamentous laxity as the pelvis enlarges. A back support is impractical during pregnancy so a pregnancy belt or trochanteric belt is more appropriate to provide sacroiliac support during pregnancy.[3]

Another interesting device for low back pain is 'lumbar cushion'. Lumbar cushions help support the lower back quickly and conveniently, helping to ease low back pain by promoting proper spine alignment. They provide support for sitting at home, in the office, or in a vehicle to relieve pressure on the lower back and promote good posture.[4]

This research we will analyze the result of back support for healthy back, back pain and supported devices is in the first part of this research structure we will be talking about the side effects back pain and treatment by supported devices. Second part we will taking about structure of computer model of back support. Third part, is a model for back support and parameter. Forth part we will present to the result of the stress in each part of modeling and the last one we will present the result and also conclusion of this research.



Fig. 1. (a) A back support (b) lumbar cushion.

II. PRINCIPLE OF SUPPORT DEVICE DESIGNED

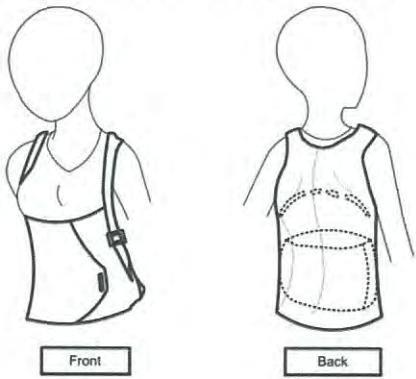


Fig. 2. Front of designed and Back of designed

This drawing model was made from drawing tool of Microsoft Office Visio 2007. It shows figure and elements for outside and inside supported back when user wear it.

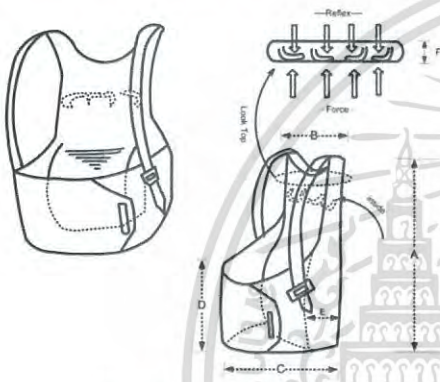


Fig. 3 Structure of supported back

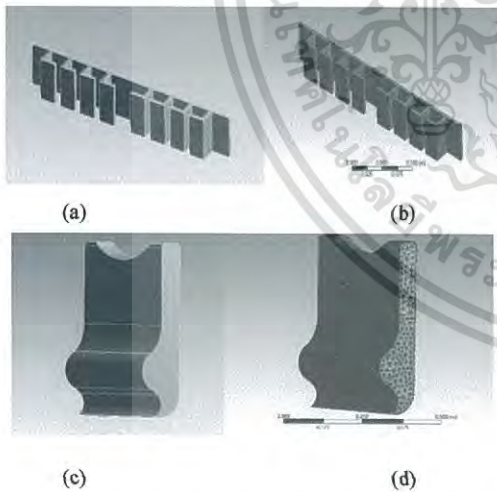


Fig.4.(a)Model (b) Mesh modeling of supported shoulder part. (c) Model (d) Mesh modeling of supported back part.

This model of centrifuge was made from drawing tool of spaceclaim software. Mesh type of modelling is Hexahedral and Tetrahedral, we used automatic meshing from ANSYS ver.15 x64 OS version software for optimization Number of Mesh 1,470 and 19,312 ,elements node 10,886 and 33,556 , total for time analysis each model approximately about 10 hours on Intel[®] Core™ i7-4500 CPU @ 1.80 GHz 2.40 GHz memory 4GB of Ram and 1TB (Fusion Drive) of HDD.

Table 1. Data for calculation of supported shoulder part

Type	Hexahedral
Elements	1,470
Nodes	10,886

Table 2. Data for calculation of supported all back part

Type	Tetrahedral
Elements	33,556
Nodes	19,312

Table 3.Dimension of supported back

Part	size
Backrest Heigh (A)	400 mm
Backrest Width (B)	860 mm
Belt Length (C)	180 mm
Belt Thickness (D)	75.5 mm
Lower Backrest Thickness (E)	50 mm
Upper Backrest Thickness (F)	400 mm

A. Center of Mass (CM)

The most thing for keeping balance of body is ‘Center of Mass’. Whenever we move body, it will be happened like Automatic response mechanism. The method can be defined as:

$$M = \sum_{i=0}^n m_i$$

$$OG = \frac{1}{M} \sum_{n=1}^{\infty} OG_i \cdot m_i \tag{1}$$

Where

- OG_i = the center of mass
- m_i = the mass of i^{th} segment
- M = the mass of object

To keep our upright, the spine is constantly attempting to find vertical center of mass. If the curvature in area of the spine increases, it is very likely that you will see an increased curvature

somewhere else along the spine to counter balance and keep you upright. In Fig.2, the vertical line depicts the vertical center of mass which the body is constantly seeking.[5]



Fig. 5 vertical center of mass of spinal

B. Center of Pressure

The Center of Pressure is defined as the point on the ground where the force, resultant from the field of pressure force normal to the foot, is exerted and the resultant moment is zero. The Center of Pressure and the Ground Projection of the Center of Mass coincide when the robot is stationary or has uniform linear and angular velocities in all joints. It can be defined as:

$$OP = \frac{\sum_i q_i \cdot F_{ni}}{\sum_i F_{ni}} \quad (2)$$

Where

OP = Center of Pressure

q_i = the vector to the point where force F_{ni} in the surface.

C. Material property

We decided to use Aluminum Alloy as material for supported shoulder part and Neoprene rubber for supported all back part. Property of both material as:

Table 4: Property of Aluminum Alloy

Physical Properties	Value	Unit
Density	2.7	g/c
Coefficient of Thermal Expansion	2.3e-005	C^-1
Reference Temperature	22	°C

Mechanical Properties	Value	Unit
Bulk modulus	71	GPa
Poisson's ratio	0.33	-
Young's modulus	69.6	GPa
Shear modulus	26	GPa
Yield strength	280	MPa
Elongation at Break	12-17	%

Table 5: Property of Neoprene rubber

Physical Properties	Value	Unit
Temperature Range	-25 - 90	°C
Abrasion	400	mm³
Adhesion to Metal	25	lbs

Mechanical Properties	Value	Unit
Hardness	65 ⁰ +/- 5 ⁰	-
Tensile Strength	7	MPa
Tear Strength	20	N/mm
Specific Gravity	1.35	g/cm³
Elongation	300	%
Compression Set	32	%

III. EXPERIMENT SET UP FOR FINITE ELEMENT ANALYSIS

Finite element analysis in this research is described as following:

A. Modeling and Material Property

Supported back designed base on a woman ages 50 years who is officer. Her back height is 49 cm, shoulder width approximately 40cm as shown on Figure 3 and Table 3. Material property for both parts are shown on Table 4 and Table 5.

B. Force simulation

We added force to three parts of supported back; shoulder blade, terminal thoracic and hip, as 300 N (45% of upper body weight, 66 kg) on y and -z component. While lumbar region was inputted force 300 N on only y component. Calculation Results for two components, was shown in Fig 6 (b), was 424.26 N. For supported shoulder part we inputted force 300 N on y component and fixed at back plate.

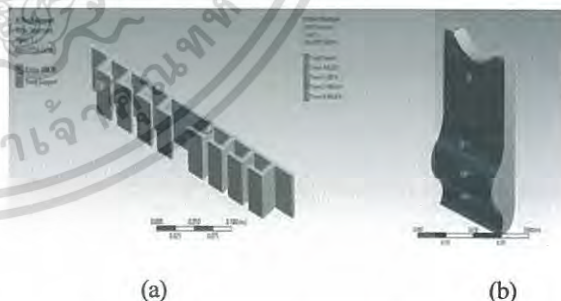


Fig. 6 Force positions supported back and shoulder (a) supported shoulder (b) supported back

IV. RESULT

This simulation result shown how the supported back reaction with force as:

A. Deformation of Support back

Deformation is changing levels of designed project when inputted force. Following Fig.7, the maximum deformation of supported shoulder and supported back equal to 6.0048×10^{-6} m and 0.14229 m. Red area shown the most deformation place. Supported shoulder is terminal beam while Supported back is terminal sacrum region.

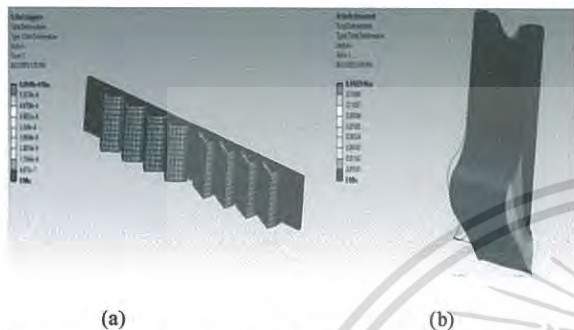


Fig. 7 Isosurface Level of Deformation (a) supported shoulder (b) supported back

B. Equivalent of Elastic Strain

Maximum equivalent of elastic strain of supported shoulder and supported back equal to 2.4922×10^{-5} m and 1.2636 m. For maximum strain location is inside of pole base and middle of sacrum region.

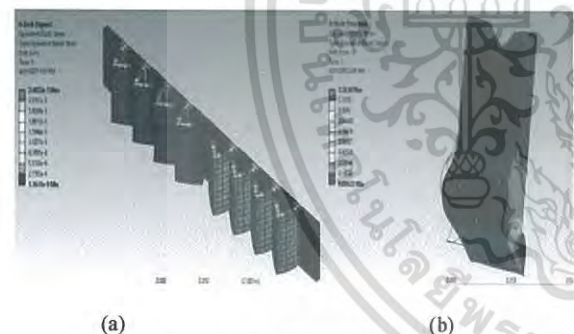


Fig. 8 Isosurface Level of Equivalent of Elastic Strain (a) supported shoulder (b) supported back

C. Equivalent Stress

Maximum equivalent stress of supported shoulder and supported back are equal to 1.7644×10^6 m and 1.8835×10^5 m. For maximum strain location is inside of pole base and middle of sacrum region.

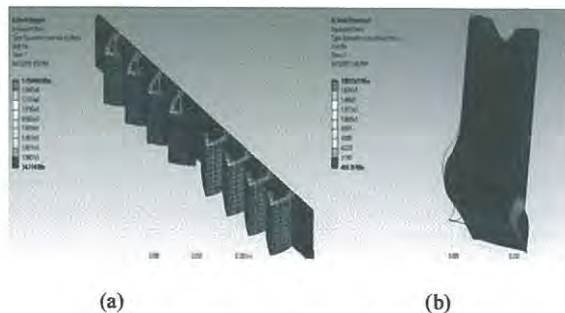


Fig. 9 Isosurface Level of Equivalent of Elastic Strain (a) supported shoulder (b) supported back

V. DISCUSSION AND CONCLUSION

As above mentioned, three results of simulation shown how supported back response when we inputted force into each position and how structure will be change.

Fig.7 The place of two parts where was changed most other is terminal beam and sacrum region. Moreover, we can see deformation of supported back was more than supported shoulder since used different material.

Fig.8 Result of Equivalent of Elastic Strain appeared that the areas most affected by force was inside of pole base and middle of sacrum region

Fig.9 shown result similar to Result of Equivalent of Elastic Strain. The place most affected by force was inside of pole base and middle of sacrum region. But affected had less than result of Equivalent of Elastic Strain.

For these result can guide to improve support's structure in future and develop features to keep S-shaped of spinal and comfortable to wear.

REFERENCE

- [1] Diseases and Conditions Back pain. Mayo Clinic Staff. <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/back-pain/basics/definition/con-20020797>. accessed June 17, 2015
- [2] Low Back Pain Fact Sheet. Office of Communications and Public Liaison
- [3] National Institute of Neurological Disorders and Stroke National Institutes of Health Bethesda. http://www.ninds.nih.gov/disorders/backpain/detail_backpain.htm. accessed August 3, 2015
- [4] Back Supports & Braces. http://www.physioroom.com/catalog/Back_Supports_Braces/2031.html.
- [5] What Causes Low Back Pain? Hulet Smith, OT. http://www.rehabmart.com/category/Lumbar_Cushion.htm#bottom.
- [6] Spinal Health. <http://www.maximumtrainingsolutions.com/Spinal-Health.html>



ISMAC 2016

**2016 International Symposium on Multimedia
and Communication Technology**
August 31 – September 2, 2016
Tokyo, Japan

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Physiological Analysis of Back Muscles during Handling Posture Using ANSYS Simulation

Kamonchat Apivanichkul and Pattarapong Phasukkit*

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand. *kppattar@gmail.com

Abstract— Biomechanical analysis of back muscles for evaluation of lumbosacral orthotics (LSO) designed efficiency in many postures each day was presented in this article. For the analysis is required in order to research effects on back muscles while user was in several postures to obtain optimization of structure for lumbosacral orthotics design. In this case, I selected to simulate in handling posture. A three-dimensional model of muscular anatomy was created by drawing tools of ANSYS. Physiological analysis was carried out by running on static structure analysis, taking into account the poor posture effects. The comparison and analysis of strain and stress on several muscles were done. The results showed Iliocostalis muscle have the highest strain and stress, was the muscle which should be cautious and Spinalis muscle affected from handling posture least. It helped to know where is more risk and should prevent. It needed to improve the design efficiency and quality, providing important theoretical basis for the design of lumbosacral orthotics.

Index Terms— Physiological, Back pain, muscle, simulation

I. INTRODUCTION

Porterfield feels that most low-back stains and sprains originate in tissues that have been chronically stressed by poor posture. Many patients have decreased overall fitness, asymmetrical skeletal forces, and an unstable lumbopelvic region that is highly vulnerable to injury, and thus are accidents waiting to happen." If normal function and postural biomechanics are not restored, frequent reinjury and chronic symptoms often occur. [1]

The therapy of back strain includes controlled physical activity, non-steroidal anti-inflammatory drugs, muscle relaxants, and physical therapy. Back strain is improved with controlled activity[2] that brought one of medical devices is well known, Back Supports including Lumbar Cushion, Office Seat Cushions, Bed Pillows, Home Lumbar Traction etc. They are designed to support, improve back posture [3], quickly and conveniently, helping to ease low back pain by promoting proper spine alignment. They provide support for sitting at home, in the office, or in a vehicle to relieve pressure on the lower back and promote good posture[4].

Posture Analysis, it has long been felt in chiropractic that spinal subluxations will be reflected in the erect posture and that spinal distortions result in the development of subluxation syndromes. Consequently, an array of different methods and

instrumentation has been developed for this type of analytical approach such as plumb lines with foot positioning plates to allow for visual evaluation relative to gravitational norms, transparent grids, bubble levels, silhouetographs, posturometer devices to measure specific degrees in attitude, multiple scale units to measure weight of each vertical half or quadrant of the body, and moire contourgraphy. Electromyograph studies have shown that very little muscle activity is required in the normal relaxed standing position. Most action involves those muscles that act around the ankle. The minimal activity necessary is attributed to the elastic properties of muscle, joint locking, and the tension from the passive stretch of muscles, ligaments, and fascia which act prior to muscle contraction of joint stabilizers. The body's stability is greatest when its center of gravity is low and its base of support is wide[5].

The mathematical modeling of a physiological system results in a description in terms of function of back muscle. Computers and numerical analysis software, this research used ANSYS, suitable for the simulation of such sets of differential equations are usually essential for the study of any but the simplest of models. This paper therefore presented four muscles of back, both upper and lower, and the simulation of handling posture. Biomechanical was referred to explain parameters and force in each posture. Finally, Stress-Strain results was presented and discussed.

II. PHYSIOLOGY AND THE FINITE ELEMENT MODEL

Muscular anatomy of the back can divide two series: deep muscles and superficial muscles. This research presented four muscles; multifidus, spinalis, longissimus and iliocostalis lumborum muscle, inasmuch as the main pointed to lower back pain.

A. Multifidus Muscle

The multifidus muscle is one of the smallest yet most "powerful" muscle that gives support to the spine[6] and one of series of muscles that are attached to the spinal column. A thin strip of tissue, the multifidus muscle starts at the sacral bone at the base of the spine and extends up to the axis, which is commonly referred to as the second cervical vertebra, or C2. The muscle features multiple insertion points along the spine, specifically into the spinous process of each vertebra. The spinous process is the bony projection at the back of each vertebra.[7] Their functions are acceleration of spinal extension and contralateral rotation, deceleration of spinal flexion and ipsilateral rotation and stabilization of the lumbar spin. It is an

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

important muscle in the rehabilitation of Gilmore's Groin and lower back pain.[8]

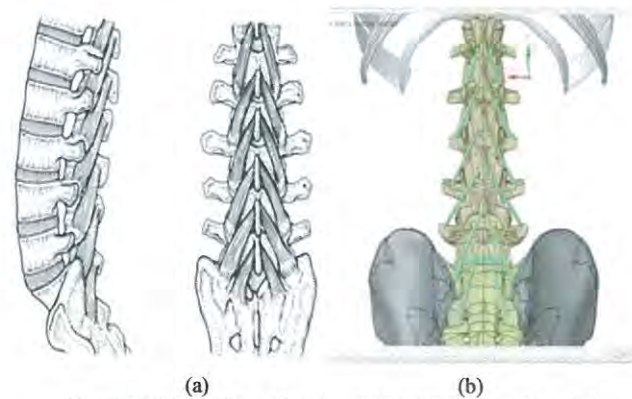


Figure 1 (a) Multifidus Muscle (b) Multifidus Muscle model

3. Erector Spinae Muscle

Spinalis muscle is a subsection of the erector spinae, which is a confluence of tendons and muscles that is located near the spine. The spinalis is the body's most medial, or closest to the midline of the body, deep back muscle and originates at the spinous processes (bony projections at the back of each vertebra) of the lower spinal vertebrae. It inserts there, as well as at the skull's base. It innervates at the posterior (back) branches of spinal nerves C2 to L3. Its duties are lateral flexion and rotation of the (thoracic, lumbar & cervical) spine

The second, longissimus muscle, is transverse processes of lumbar and thoracic vertebrae. It is located laterally to the semispinalis, and extends forward into the back side of the cervical vertebrae. Its duties are extension of the (thoracic, lumbar & cervical) spine, lateral flexion and rotation of the (cervical) spine.

The last one is iliocostalis lumborum muscle, is the muscle that attaches to the iliac crest and the back of the ribs. It is part of the iliocostalis column of muscles, which are responsible for the primary movement of back extension. The iliocostalis lumborum provides resistance when the body bends forward and provides the force necessary to bring the body back into an upright position. The iliocostalis lumborum, along with the thoracis and the cervicis, extends the vertebral column, facilitates good posture, and bends the body if active on one side. When the body is fully bent forward, backward, or to either side, the iliocostalis lumborum is relaxed and transfers the load to the ligaments. When a person is standing upright, it is also relaxed because the hamstrings in the upper leg and gluteus maximus help hold the body in place. [9] Its duties are extension of the (thoracic, lumbar & cervical) spine.

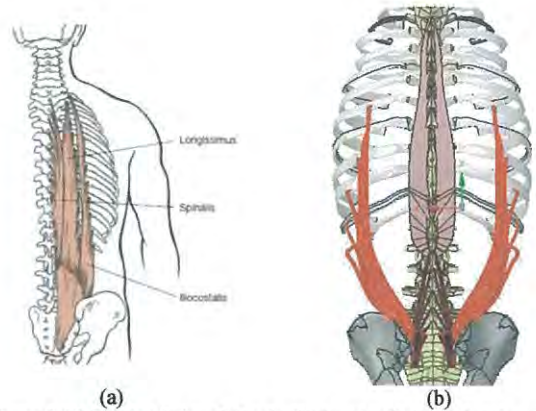


Figure 2 (a) Erector Spinae Muscle (b) Erector Spinae Muscle model

III. THEORY AND ANALYSIS

Mechanical Equilibrium, all the forces that act upon an object are balanced [10], was considered in this article. It extended from Newton's first law of motion which call "the law of inertia". Imply:

$$\sum F=0 \quad (1)$$

So it involved force, vector, momentum, and furthermore Newton's third law in concept „for every action there is an equal and opposite re-action“. By the way, A torque was included in analysis processing as one of Newton's law, an influence which tends to change the rotational motion of an object. One way to quantify a torque is

$$\text{Torque} = \text{Force applied} \times \text{lever arm} \quad (2)$$

The lever arm is defined as the perpendicular distance from the axis of rotation to the line of action of the force. In simulation was added force on discs and four muscles. Large forces and vector are exerted by the back muscles and experienced in the vertebrae when a person lifts with their back[10]. Muscle's force are analyzed in the mechanical equilibrium method, especially momentum.

So that is a base of analysis processing that I must referred it in biomechanical. For this research, I analyzed according to show in Figure 3.

I assumed someone who weighed 77 kg and was lifting heavy box, 37.5 kg. Upper body bended down around 30 degree. The center of gravity of human and box were far from pelvic bone, 25 cm and 40 cm. The calculation's result was approximately 4200 N Then divided to each muscles.

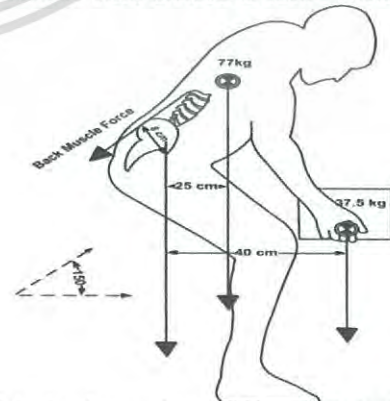


Figure 3 Analyzed processing of back muscle during handling.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

IV. RESULT AND DISCUSSION

A. Deformation

When added force which was calculated and set up analysis time for 2 minutes then showed value every 20 seconds, it resulted as the table 1. This information was brought from the maximum value over time, As can be seen Iliocostalis muscle was the highest above all. The second order was the Longissimus muscle and then were Spinalis and Multifidus muscles, respectively. About behavior, the maximum effect always happened on middle of muscle. Each muscle deformed differently according to its shape, thickness and length. For example Longissimus muscle, second and fourth, have different behavior from others.

Table 1 Deformation's results of four muscles

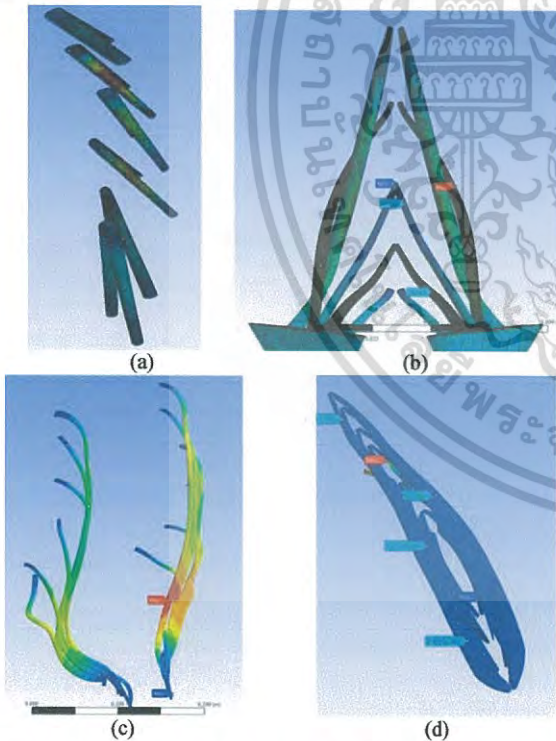


Figure 4 Behavior and region effects of (a) Multifidus muscle (b) Longissimus muscle (c) Iliocostalis muscle and (d) Spinalis muscle

The effects of deformation of muscles were the banjaxed region occurrence when muscles were extended and still stayed

in that condition either Multifidus, Longissimus, Iliocostalis and Spinalis muscle. For example, the simulation of Multifidus resulted second order, which connected between L2 and L3, had higher risk for degeneration. From compared graph of all, Iliocostalis muscle was most deformation, most degeneration and most pain. This muscle couldn't slacken on relax condition (included blood flow obstruction) unless reduce deformation or time.

B. Equivalent of Elastic Strain

Table 2 Equivalent elastic strain's results of four muscles

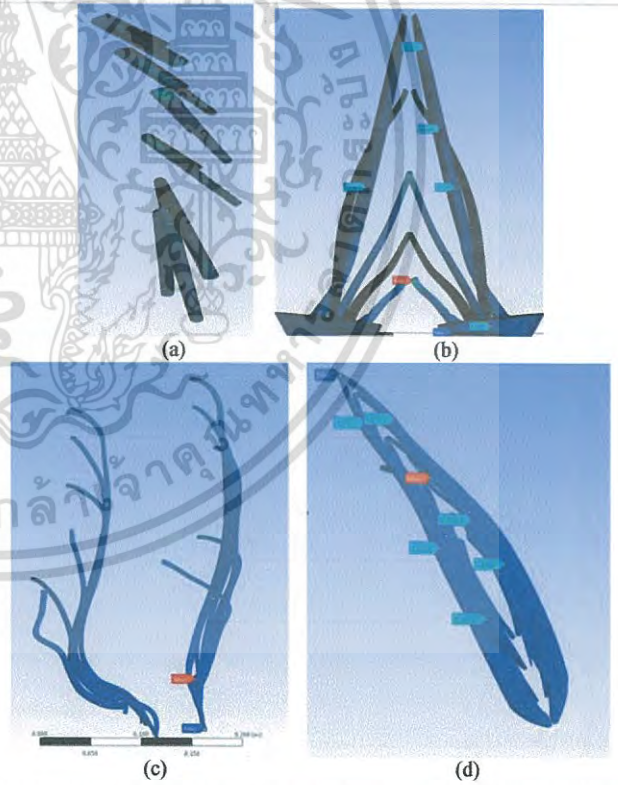
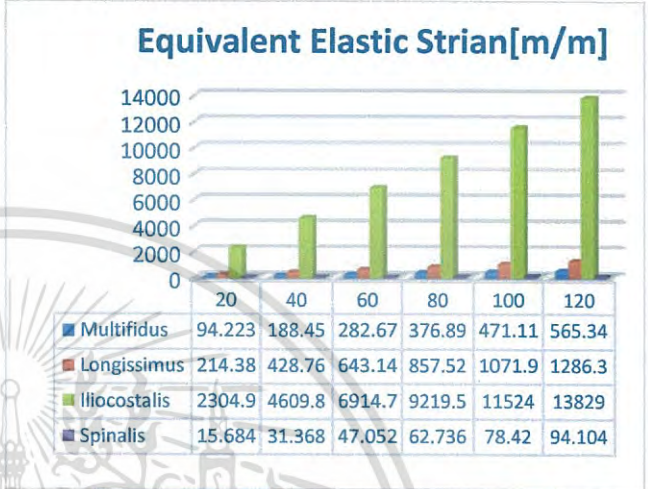


Figure 5 Behavior and region effects of (a) Multifidus muscle (b) Longissimus muscle (c) Iliocostalis muscle and (d) Spinalis muscle

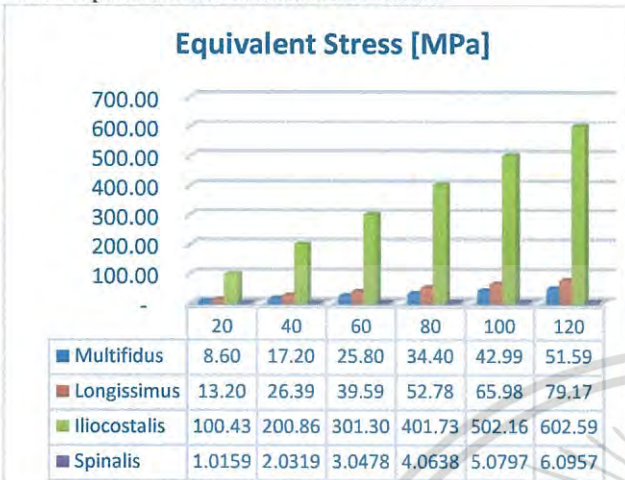
For this results were shown on the table 2, the highest results was still Iliocostalis and next order were the Longissimus and then were Multifidus and Spinalis muscles, respectively. The

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

region occurred on either base or terminal where it connected with bone. The most strain which happened was in „blue level“ or called low value of all, in part the maximum strain occurred on small position as shown on figure 5.

C. Equivalent Stress

Table 3 Equivalent Stress's results of four muscles



affected close to Longissimus muscle while Spinalis muscle results still been less than others. All stress occurred on either base or terminal as small region. The most areas were affected in low level, as can be seen it was blue color without Multifidus muscle, its feature rather spread than others.

V. CONCLUSION

According to results from previous part, it can conclude that handling posture had an influence to Iliocostails muscle more than others on the whole results. Although the simulation resulted like this, it didn't mean Iliocostails muscle had less stiffness. It can be assumed that these results were because of their structure. The model didn't complete development that some structures have bungle and they were down associated organs; spine, ligaments, rib, skin, and so on. That made to some results aberration. Maybe Longgissimus was most affected instead of Iliocostails muscle. But the results helped to ensure Mustifidus was really strength, all deformation, strain and stress was less. It was only more than Spinalis muscle for strain-stress results. The closest muscle to the midline of the body, Spinalis muscle, was affected from handling posture least. For lower back pain, Iliocostails muscle was the muscle which should be cautious.

REFERENCE

- [1] Schafer RC, "Chiropractic Management of Sports and Recreational Injuries". Baltimore, Williams & Wilkins, 1982, pp 64-65.
- [2] Wiesel SW, Cuckler JM, Deluca F, Jones F, Zeide MD, Rothman RH: "An objective analysis of conservative therapy". *Spine* 5:324, 1980.
- [3] *Back Supports & Braces*. Available: http://www.physioroom.com/catalog/Back_Supports_Brace_s/2031.html.
- [4] Hulet Smith, OT, *What Causes Low Back Pain?*. Available: http://www.rehabmart.com/category/Lumbar_Cushion.htm#bottom.
- [5] R. C. Schafer, DC, PhD, "Clinical Biomechanics: Musculoskeletal Actions and Reactions,"
- [6] *Multifidus – Smallest Yet Most Powerful Muscle*, Available : <http://www.coreconcepts.com.sg/article/multifidus-smallest-yet-most-powerful-muscle/#gsc.tab=0>
- [7] Healthline Medical Team, *BodyMaps*, Available : <http://www.healthline.com/human-body-maps/multifidus-muscle>
- [8] *Human Muscles Multifidus*, Available : <http://www.sportsinjuryclinic.net/anatomy/human-muscles/multifidus>
- [9] *Equilibrium and Statics*, Available : <http://www.physicsclassroom.com/class/vectors/Lesson-3/Equilibrium-and-Statics>
- [10] William & Flora Hewlett Foundation, Bill & Melinda Gates Foundation, 20 Million Minds Foundation, *Forces and Torques in Muscles and Joints*. Available: <http://cnx.org/contents/1wOFPGOC@5/Forces-and-Torques-in-Muscles->

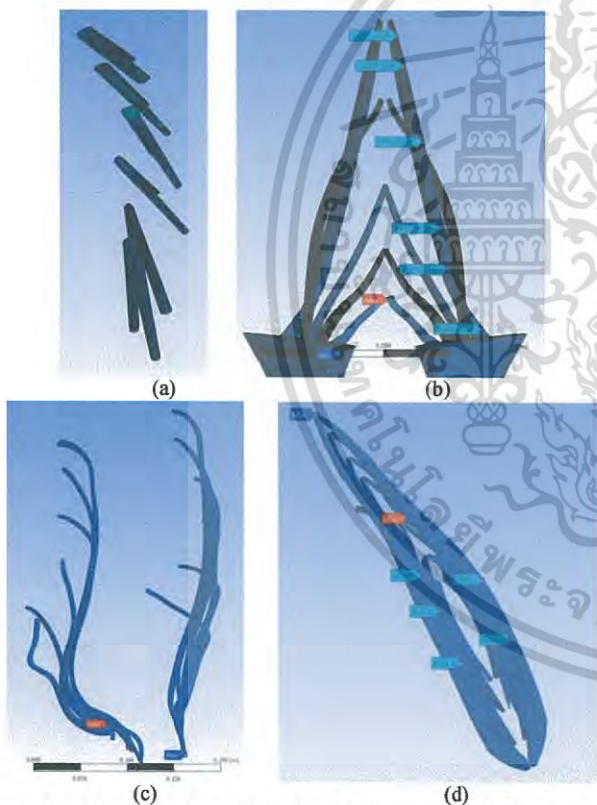


Figure 6 Behavior and region effects of (a) Multifidus muscle (b) Longissimus muscle (c) Iliocostails muscle and (d) Spinalis muscle

Both stress-strain results used to approximate the fatigue deposition in the muscles. If they (or it) had the more stress-strain results, it will affect you to be musculotendinous strain. Iliocostails muscle was most affected by handling in term of equivalent stress. In terms of stress results, Multifidus was

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SISA 2016

2016 International Workshop on
Smart Info-Media Systems in Asia (SISA)

September 14–17, 2016

Classic Kameo Hotel & Serviced Apartments
Ayutthaya, Thailand

Sponsored by



Smart Info-media System (SIS) Technical Committee, Engineering Science Society (ESS),
The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers (IEICE)

Supported by

Phranakhon Si Ayutthaya Rajabhat University

In cooperation with

IPSI Special Interest Group on Audio Visual and Multimedia Information Processing (IPSI-AVM), and
ECTI Association, Thailand

Technically co-sponsored by

IEEE Thailand Section

Copyright © 2016 IEICE. Permission request for reproduction: Service Department, IEICE Headquarters Office, E-mail: service@ieice.org. IEICE Provisions on Copyright: <http://www.ieice.org/eng/copyright/>.

Investigation of Back Support during Body Movement as Posture and Non-Movement

Kamonchat Apivanichkul, Pattarapong Phasukkit* and Patiparn Jeju

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand.

*kppattar@gmail.com

Abstract—Supporting Devices were made for improving posture and reducing organs working as pain defense. That objective had to choose suitable materials and design optimistically on support area; moreover, they don't affect physiology in a bad way or interrupt daily activities. This paper was presented that how the supporting device which designed was affected by body movement. Parameters of simulation can use biomechanical analysis of human posture to estimate. Simulated through ANSYS Software in static and dynamic analysis, results were brought to compare deformation, strain and stress under different postures. The developed model can offer prediction and much take into consideration about Ergonomics. The results were assure that lumbosacral orthotics designed could bear over-force, bear posture force and reaction force and helped to limit body motion by not deforming.

Index Terms—Lumbosacral orthotics, gravity force, standing posture, leaning posture, ANSYS

I. INTRODUCTION

The mobility of the spine is correlated with its organization whereby multiple components are superimposed on one another interlocked by ligaments and muscle that allow flexion and extension. Flexor and extensor muscle also play a role in maintaining the rigidity of the spine[1]. That role become to be one of source of low back pain. Most people with back pain(90%) have it on the mechanical basis[2]. Of patients with mechanical low back pain, back strain may account for 60% to 70%of abnormalities. Back strain related to anatomic structures that are tonically contracted in the resting position[3]. If it still remain that symptom, will affect to be weary on back especially lumbar region. Moreover, pain related to posture(static position) is thought to be related to an increase in the lumbosacral angle resulting in an accentuation of the lumbar lordosis[3].

Low back pain may also occur during motion of the lumbosacral spine or with physical stresses(weight) that are greater than the forces that can be supported by muscular and ligamentous structures. The lumbar spine is required to support forces many time body weight. When lifting an object, an individual initially contracts the appropriate muscles. If the force is too great to be resisted by the muscle, or if the muscle is fatigued, the stress is transferred to the ligaments. The intradiscal pressure increase and, if sufficiently strong, the force is passed on to the facet joints, which are not normally weight-bearing articulations. If the force is of a sufficient magnitude,

damage can occur in muscle fibers, tendons, ligaments, annulus fibrosus, or facet joints[1].

The therapy of back strain includes controlled physical activity, non-steroidal anti-inflammatory drugs, muscle relaxants, and physical therapy. Back strain is improved with controlled activity[4] that brought one of medical devices is well known, Back Supports including Lumbar Cushion, Office Seat Cushions, Bed Pillows, Home Lumbar Traction etc. They are designed to support, improve back posture [5], quickly and conveniently, helping to ease low back pain by promoting proper spine alignment. They provide support for sitting at home, in the office, or in a vehicle to relieve pressure on the lower back and promote good posture[6]

Understanding the performance of human body biomechanics is necessary to develop realistic and detailed model and simulation. It should describe the characteristics of the human joints more accurately and one of the most important examples is the knee joints[7]. When joint movement led to body movement became posture.

Example posture was studied for simulation; Standing involves a series of relatively immobile positions separated by brief intervals of movement during which swaying occurs. When a subject is in the easy standing position, the position of the line of gravity, which is determined by the distribution of body weight, is important in determining the degree of muscular activity involved in maintaining all phases of posture[8]. Position Change : any change in position of a partial center of gravity produces a corresponding change in the common center of gravity. When the arms are raised overhead and lowered, the center of gravity is respectively raised and lowered within the body. When the arms are stretched forward or backward, the center of gravity is respectively moved anteriorly or posteriorly within the body. When the trunk is fixed severely forward or laterally, the center of gravity shifts outside the body.

Another posture had to consider is walking. Biomechanically, walking can be considered as a series of continuous losses and recoveries of balance in which the rhythmic play of muscles narrowly averts toppling. Walking is the result of muscle action developing tension and producing joint rotations (angular changes). Body weight is balanced over the hip joint by the abductor muscles acting through the greater trochanter --a first class lever system. In walking, body weight acts medial to the knee in such a manner that the center of rotation or fulcrum is centered over the medial condyle[9].

Moreover, biomechanical should be studied simultaneously with mechanical, statics and dynamics.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ในองค์กรใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

From those information brought to make sure that back support designed could really encounter performances. No matter what the object was doing. For investigation, used computer modeling of a physiological systems to analyze model.

At the present moment, interest in using modelling and simulation in rehabilitation since this approach can provide insight into how muscle interact to produce coordination and motion of the body part[10]. Rosenblueth and Wiener most clearly expressed the importance of modeling when they pointed out that “partial models, imperfect as they may be, are the only means developed by science for understanding the universe”[11].

The mathematical modeling of a physiological system results in a description in terms of equations, usually differential equations, chosen to describe the dynamic aspects of the system. Computers and numerical analysis software, this research used ANSYS, suitable for the simulation of such sets of differential equations are usually essential for the study of any but the simplest of models. This paper therefore presented the back support designed and the simulation of stance and motion postures. Biomechanical was referred to explain parameters and force in several posture. Finally, Stress-Strain results was presented and discussed.

II. PHYSICAL AND THE FINITE ELEMENT MODEL

1. Three-dimensional Model

In this paper used three-dimensional model for simulation, consisted of 3 components. The first was body’s lumbar region from woman whose height is 168 cm, weight is 66 kg. The properties was similar to nature properties but they were just approximated value because of the personal properties. Fig 1 showed body model.

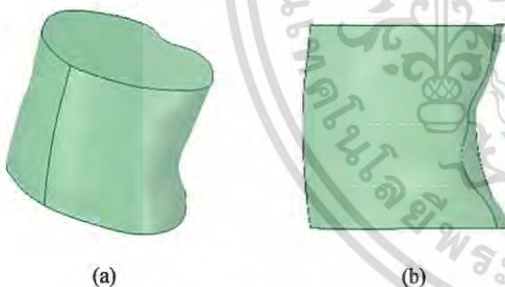


Figure 1. (a) body’s lumbar region model (b) lateral view of model

Second component of three-dimensional model was lumbosacral orthotics. The rigid part made from the ABS plastics, could be divided into three position to support trunk; front, lateral and behind. Their thickness was 5 mm, for height dependent on each parts. What were used to connect all rigid parts together were silicone pieces in Fig 2 shown. They have been 2 cm height , thickness 4 mm.

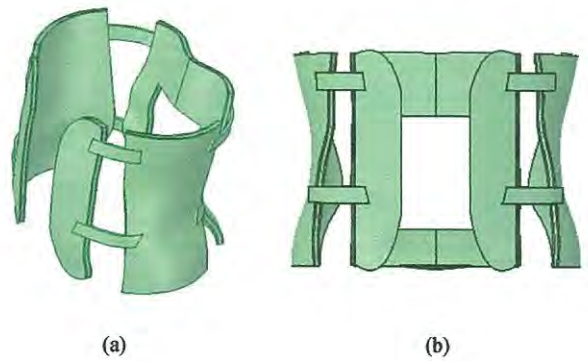


Figure 2. (a) lumbosacral orthotics model (b) lateral view of model

The last component of model was spinal support. Its curved was bent by characteristic object’s back curve. In lumbar region was added soft-material such as rubber or foam to support back and insist on kyphosis, used cotton/polyester blend that cloud found in fabric shops. Its feature was shown in Fig 3.

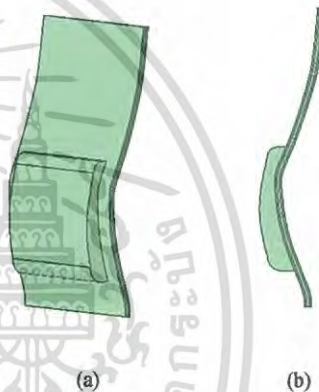


Figure 3. (a) spinal support model (b) lateral view of model

When finished it then fitted together as similar as Fig 4 shown. Next , sent into ANSYS mechanical and regenerated in mesh form. Fig 5 showed model’s mesh



Figure 4 model completed

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Mesh Model

All models were transformed by ANSYS software. Due to the fact that there are many components in model, I must transfer it many time to reducing computer memory and preventing error processing.

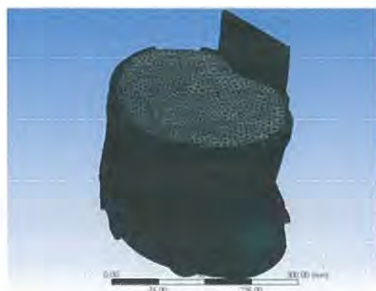


Figure 5. Mesh Model

Table 1 Information of mesh model

Mesh Complete Model	
Type	Hexahedral & Tetrahedral
Elements	273,365
Nodes	847,020

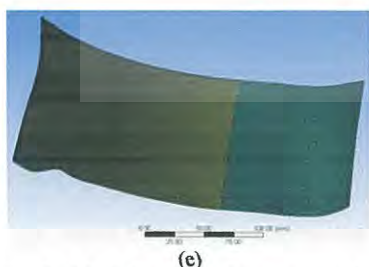
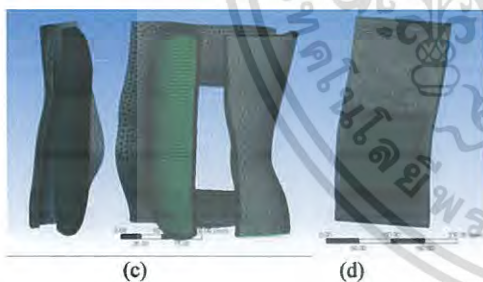
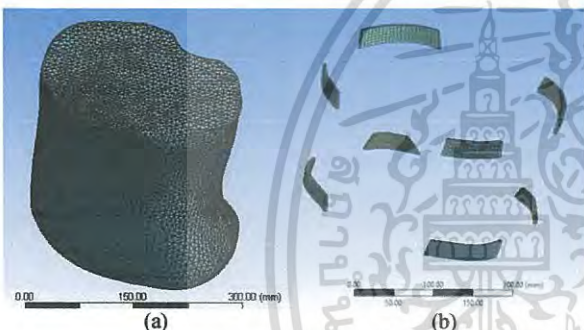


Figure 6. Mesh Form of each components in model
 (a) Tuck of body human (b) Connective parts
 (c) Lumbar orthotics (d) Spinal support model (e) Belts

Table 2 Information of mesh of each components

Mesh of Tuck of body human	
Type	Tetrahedral
Elements	44,650
Nodes	70,241
Mesh of Connective part	
Type	Hexahedral
Elements	4,104
Nodes	25,124
Mesh of Lumbar orthotics	
Type	Hexahedral & Tetrahedral
Elements	159,633
Nodes	566,027
Mesh of Spinal support model	
Type	Hexahedral & Tetrahedral
Elements	46,357
Nodes	117,064
Mesh of belts	
Type	Hexahedral
Elements	18,621
Nodes	68,564

C. Material properties

Table 3: Properties of Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS)

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.04	g/cc
Melt Flow	18 - 23	g/10 minute
Mechanical Properties	Value	Unit
Hardness, Rockwell R	103 - 112	-
Tensile Strength, Yield	42.5 - 44.8	MPa
Elongation at Break	23 - 25	%
Flexural Modulus	2.25 - 2.28	GPa
Flexural Yield Strength	60.6 - 73.1	MPa
Izod Impact, Notched	2.46 - 2.94	J/CM

Table 4: Properties of Cotton/Polyester Blend

Physical Properties	Value	Unit
Density	5	Kg/m ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	5460	MPa
Poisson's ratio	0.35	-
Tensile Strength, Yield	850	MPa
Bulk modulus	6.0667	nPa
Tensile Energy	0.55	cN cm/cm ²
Breaking Elongation	7.9867	%
Bursting Strength	454	%

Table 5: Properties of Silicone Solid

Physical Properties	Value	Unit
Density	2000	Kg/m ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	88.1	MPa
Poisson's ratio	0.3	-
Tensile Strength, Yield	6.06	MPa
Bulk modulus	73.417	MPa
Hardness, Rockwell R	60	-
Elongation at Break	225	%
Tensile Strength, Ultimate	7.9	MPa

Table 6: Property of Silicone liquid

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.24.86	lb ft ⁻³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	0.85	MPa
Poisson's ratio	0.4999	-
Tensile Strength, Yield	8.62	MPa
Bulk modulus	200	MPa
Hardness, Rockwell R	42	-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Elongation at Break	700	%
Tensile Strength, Ultimate	9.86	MPa

Table 7: Properties of woolen fiber [15]

Physical Properties	Value	Unit
Density	1.32	g/cm ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Moisture regain	14.5	%
Young's modulus	3.4	GPa
Tensile Strength	150	MPa
Strain at Failure	28	%

Table 8: Properties of ethylene vinyl acetate (EVA)

Physical Properties	Value	Unit
Density	943	Kg/m ³
Mechanical Properties	Value	Unit
Young's modulus	80	MPa
Poisson's ratio	0.4	-
Tensile Strength, Yield	745	MPa
Bulk modulus	133	MPa
Tensile Strength, Ultimate	13	MPa
Shear Modulus	28.571	MPa

Table 9: Properties of Aluminium Alloy

Physical Properties	Value	Unit
Density	2.7	g/cm ³
Coefficient of Thermal Expansion	2.3e-005	°C ⁻¹
Reference Temperature	22	°C
Mechanical Properties	Value	Unit
Bulk modulus	71	GPa
Poisson's ratio	0.33	-
Young's modulus	69.6	GPa
Shear modulus	26	GPa
Yield strength	280	MPa
Elongation at Break	12-17	%

III. THEORY AND ANALYSIS

A. Theory and Method

Considering the human body have many factors which had to determine and consider, the first of all I offered was center of gravity. is one of the most consistent and influential force that human body encountered in posture and movement, acting on various segments depends on the position of the body, distance from the ground and the movement taking place[12]. When occurred body motion this force would be considered by each case because it is more important in order that person's capabilities to successfully maintain Balance.

Body force in 3D body, the weight of the body is equal to the force exerted by the earth on the body. Imply

$$F = (-W) \vec{k} \tag{1}$$

The negative sign indicates sense of the force relative to the coordinate system. The force of gravity of 3D body acts on each of the particles of the entire body. By dividing the body into small finite regions or elements (W_n), the weight of the body can also be divided into small forces distributing over the 3D body. For a 3D body of n element, the weight of the 3D body is equal to

$$W = \sum_1^n W_n \tag{2}$$

By denoting the position vector of the element of the 3D body relative to the origin of coordinate system as r_i , the position vector \vec{r} of the center of gravity of the 3D body where the resultant force W applied can be determined by equating the moment of the resultant force W about the origin of coordinate system and the corresponding moments of elements of the 3D body about the origin of coordinate system. Imply:

$$\sum M_0 = \vec{r} \times F_z = \vec{r} \times (-W\vec{k}) \tag{3}$$

In other words, the position vector of the elemental weight can be considered as weighted position vector. Therefore, in general, through vector decomposition, the position vectors r and \vec{r} can be resolved into three rectangular components, Imply the scalar coordinates \bar{x} , \bar{y} and \bar{z} of the center of gravity of the 3D body is[13]

$$\vec{r}W = \sum r_i \Delta W_i \tag{4}$$

Therefore

$$\begin{aligned} \bar{x}W &= \sum x_i \Delta W_i = \int x dW \\ \bar{y}W &= \sum y_i \Delta W_i = \int y dW \\ \bar{z}W &= \sum z_i \Delta W_i = \int z dW \end{aligned}$$

However, model's this paper consisted of 3 components; body of lumbar region, lumbosacral orthotics and spinal support. It involved with 'Centroids of Composite Areas', centroid is another name of center of mass which object's density is similar all object's shape. It could determine the centroid of a composite area without integration if the centroids of its parts were known [14]. In this case use centroids of mess, have equation:

$$\bar{X} = \frac{\sum m_i \bar{x}_i}{\sum m_i}, \quad \bar{Y} = \frac{\sum m_i \bar{y}_i}{\sum m_i}, \quad \bar{Z} = \frac{\sum m_i \bar{z}_i}{\sum m_i} \tag{5}$$

After we could define center of gravity then resolved force in system both known and unknown. Mechanical Equilibrium, all the forces that act upon an object are balanced [15], was considered in this article. It extended from Newton's first law of motion which call "the law of inertia". Imply:

$$\sum F = 0 \tag{6}$$

So it involved force, vector, momentum, and furthermore Newton's third law in concept 'for every action there is an equal and opposite re-action'. All postures which were selected to simulating, always had weight of each parts and two tension on belt. For two tension got from analyzing a static equilibrium situation but when added in simulation program I added more than outcome. That occurred different were position of center of gravity because of body's motion and external factors. Beside

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Some postures didn't need to calculate anything, only added angle for creating posture or initial force that got at the first calculation. Moreover, this paper presented only effects on lumbosacral orthotics. That meant some force and system wasn't used in calculation to resolve force so that part was muscular system.

IV. RESULT AND DISCUSSION

A. Deformation

In simulation standing posture resulted that the maximum deformation occurred on belt, this results obtained from tensile force while user was pulling belt. The minimum value occurred on connected parts made from silicone equaled to 10 cm. While the maximum deformation of leaning in 135 degree occurred on body equaled to 2.6973 mm and the minimum deformation occurred on belt equaled to 0.48596 mm. The deformation's behavior was shown in Figure 7.



Figure 7. The deformation results (a) standing posture (b) leaning in 135 degree.

B. Equivalent of Elastic Strain

For standing posture resulted the maximum value over time approximately 3.453 to 38.727 m/m. It obtained from tensile overload, so normally it should result less than this. The minimum value over time equal to 0 m/m. The Maximum

occurred on belt and the minimum occurred on connected part. While leaning posture resulted that the minimum value over time approximately 1.1605×10^{-12} to 1.7994×10^{-10} mm/mm and the maximum value over time approximately 5.5019×10^{-2} to 1.45211 mm/mm. The Maximum occurred on body and the minimum occurred on connected part.

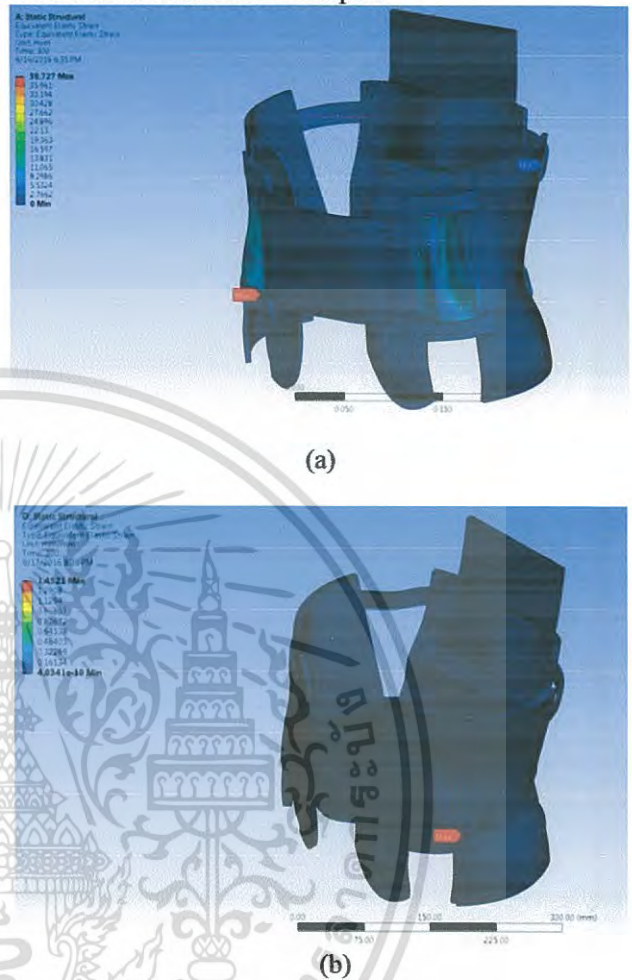


Figure 8 The equivalent of elastic strain's results (a) standing posture (b) leaning in 135 degree.

C. Equivalent Stress

Equivalent Stress resulted that the minimum value over time equaled to 0 Pa and the maximum value over time approximately 339.98 – 1803.7 MPa. The minimum occurred on connected part which was nearest with belt and the maximum occurred on cotton/polyester blend batting which covered lateral lumbosacral orthotics. For leaning posture's resulted that the minimum value over time approximately 3.783×10^{-11} - 1.6991×10^{-8} MPa and the maximum value over time approximately 10.594 - 69.38 MPa. The minimum occurred on connected part which were on the same standing's minimum result and the maximum occurred on lateral lumbosacral orthotics.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

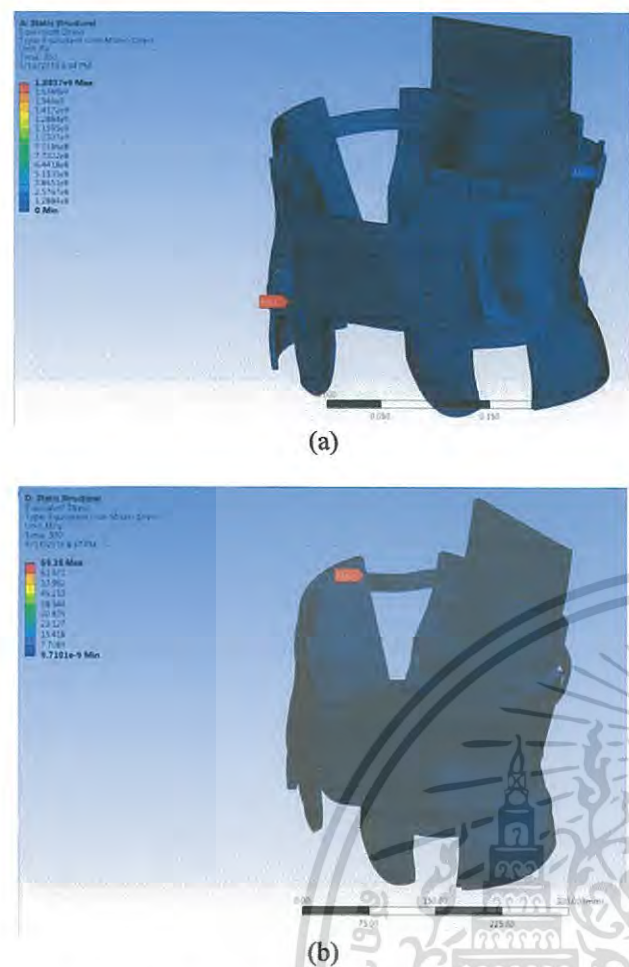


Figure 9. The equivalent stress results (a) standing posture (b) leaning in 135 degree.

V. CONCLUSION

The aforementioned informations obtained by setting up analysis time for 5 minutes in each posture. Normally, the tensile force would be thousands of force that did not affect anything so added over load, 17,128 N, for demonstrating strength of lumbosacral orthotics instead of normal load. That could explain why the results as above shown were more than leaning posture that should impossible to be. According to the results, they assured that it could bear over-force and more effects occurred on belt whereas equivalent stress, it occurred on cotton/polyester blend batting. That meant overload didn't affect on lumbosacral orthotics. The leaning results part, the deformation occurred more on posterior lumbosacral orthotics but the maximum was body. The minimum value of equivalent of elastic strain and equivalent stress occurred on connected part which was nearest with belt, the most effect occurred on body and lateral lumbosacral orthotics respectively. All could conclude that lumbosacral orthotics help to limit body motion by not reforming.

REFERENCE

- [1] David G. Borenstein and Sam W. Wiesel, "Low Back Pain Medical Diagnosis and Comprehensive Management" *W.B.SAUNDERS COMPANY*, 1989.
- [2] Nachemson, A: "The Lumbar spine – an orthopaedic challenge". *Spine* 1:59, 1976.
- [3] Cailliet R: "Low Back Pain Syndrome. 3rd ed. Philadelphia": *F A Davis Co*, 1981, pp 53-68.
- [4] Wiesel SW, Cuckler JM, Deluca F, Jones F, Zeide MD, Rothman RH: "An objective analysis of conservative therapy". *Spine* 5:324, 1980.
- [5] *Back Supports & Braces*. Available: http://www.physioroom.com/catalog/Back_Supports_Brace_s/2031.html.
- [6] Hulet Smith, OT, *What Causes Low Back Pain?*. Available: http://www.rehabmart.com/category/Lumbar_Cushion.htm#bottom.
- [7] Machado, M., Flores, P., Pimenta, Claro, J.C., Ambrosio, J., Silva, M., Completo, A., "Development of a planar Multibody model of the human knee joint," *Nonlinear Dynamics, Springer Verlag*, 60 (3), pp.459-478, 2009.
- [8] Rand Swenson, DC, MD, PhD, *BASIC HUMAN ANATOMY*. Available: https://www.dartmouth.edu/~humananatomy/part_3/chapter_18.html
- [9] R. C. Schafer, DC, PhD, "Clinical Biomechanics: Musculoskeletal Actions and Reactions,"
- [10] R. Boudville, Z. Hussain, M.N. Taib, S.Z. Yahaya, "Dynamic Modeling and Simulation of Free Swinging Shank for Hemiplegics," *IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering*, pp.596-598, 2011
- [11] Vencent C.Rideout, "Mathematical and Computer Modeling of Physiological Systems," *Prentice-Hall, Inc.* 1991
- [12] Sheik Abdul Khadir, Rachael Lowe, Laura Ritchie, Scott Buxton and Tony Lowe, *Centre of Gravity*. Available: http://www.physio-pedia.com/Centre_of_Gravity
- [13] *Mechanics: Statics*, Available: <http://output.to/sideway/default.asp?qno=120600009>
- [14] Anthony Bedford, Wallace Fowler, "Engineering Mechanics STATICS&DYNAMICS," *Pearson Education, Inc.* 2005
- [15] *Equilibrium and Statics*, Available : <http://www.physicsclassroom.com/class/vectors/Lesson-3/Equilibrium-and-Statics>
- [16] Sandip basu, Ph.D. *Tensile Deformation of Fibers Used Industry*. 2012

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นางสาวกมลฉัตร อภิวัฒน์กุล
วัน เดือน ปีเกิด	22 พฤศจิกายน 2536
ที่อยู่	100/113 ซอย 5/2 หมู่บ้านชัยพฤกษ์1 ถนนคุ้มเกล้า แขวงลำปลา ทิว เขตลาดกระบัง กรุงเทพฯ 10520
สถานที่เกิด	เขตราชเทวี จังหวัดกรุงเทพมหานคร
สถานที่ศึกษาปัจจุบัน	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ประวัติการศึกษา	2558 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาชีวการแพทย์ (เกียรตินิยม อันดับ2) สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ผลงานวิจัย	-พ.ศ. 2558 ตีพิมพ์หัวข้อวิจัย “Support Back For Lower Back Pain By Passive Mechanism” ในงาน 2015 International Workshop on Smart Info-Media Systems in Asia -พ.ศ. 2559 ตีพิมพ์หัวข้อวิจัย “Physiological Analysis of Back Muscles during Handling Posture Using ANSYS Simulation” ในงาน 2016 International Symposium on Multimedia and Communication Technology. -พ.ศ. 2559 ตีพิมพ์หัวข้อวิจัย “Investigation of Back Support during Body Movement as Posture and Non-Movement” ใน งาน 2016 International Workshop on Smart Info-Media Systems in Asia

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้