



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังโดยใช้แผ่นรองรับที่ทำจากยางธรรมชาติ

โดย นายฐานันดรศักดิ์ เทพญา และคณะ

มีนาคม 2556

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังโดยใช้แผ่นรองรับที่ทำจากยางธรรมชาติ

คณะผู้วิจัย

สังกัด

- | | |
|--|--|
| 1. นายฐานันดรศักดิ์ เทพญา | คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ |
| 2. รองศาสตราจารย์ ดร.วิชัย อึ้งพินิจพงศ์ | คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น |
| 3. นายสันติชัย เย็นทั่ว | คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ |

ชุดโครงการ โครงการวิจัยขนาดกลางเรื่องยางพารา (MPR-51)

สนับสนุนโดยสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.)

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกว. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

บทคัดย่อ

อาการปวดหลังส่วนล่างสามารถเกิดขึ้นได้กับบุคคลทั่วไป สาเหตุส่วนใหญ่มาจากการเสื่อมสภาพของอวัยวะบริเวณดังกล่าว แนวทางรักษามีหลายวิธีตามความสอดคล้องกับอาการและสาเหตุ เข็มขัดพยุงหลังเป็นอุปกรณ์หนึ่งที่แพทย์มักนำมาใช้ร่วมกับการรักษาวิธีอื่นๆ ภายในเข็มขัดพยุงหลังมักมีวัสดุรองรับเป็นโลหะ มีลักษณะเป็นแถบยาวตามแนวของหลัง ทำหน้าที่ลดแรงกระทำต่ออวัยวะบริเวณดังกล่าว จากการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้แถบโลหะเป็นวัสดุรองรับ (ยี่ห้อ Mio ขนาด S) เคลื่อนไหวในท่าก้มยก ดึง และดันของ พบว่าในท่าก้มยกของ เข็มขัดพยุงหลังสามารถลดแรงดึงของกล้ามเนื้อ erector spinae ได้สูงสุด 14.1% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 8.5% ในการยกของซึ่งเป็นกล่องเปล่า และลดแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 15.7% ขณะยกของหนัก 10 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 (25 N) ในขณะที่ยกของหนัก 20 kg โดยความตึงเข็มขัดพยุงหลังที่ระดับ 2 (38 N) สามารถลดดึงของกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ได้ 9.5% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้ 11% ส่วนในท่าดึงและดันของ เข็มขัดพยุงหลังส่งผลต่อแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae และ L5/S1 Disc น้อยมาก แผ่นรองรับในเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบขึ้นประกอบไปด้วยวัสดุสองชนิดคือ อลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 และยางคงรูปจากธรรมชาติ จากการทดสอบเข็มขัดพยุงหลัง โดยการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) พบว่าเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อ erector spinae ได้ 1.63% ในขณะที่เข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบขึ้นสามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ 7.17% เมื่อเทียบกับกรณีไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง สำหรับคุณสมบัติเชิงกลแผ่นยางรองรับที่เหมาะสมมีค่าความแข็งเท่ากับ 32.6 Shore A และมีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นในการรับแรงกดที่ 30 %strain เท่ากับ 1,796 kPa โดยยางที่ค่าความแข็งและค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นที่ต่ำกว่านี้ช่วยลดการทำงานของกล้ามเนื้อน้อยมาก

ABSTRACT

Low back pain is the symptom generally occurs to people. The major cause came from deterioration of low back organisms. Treatment guidelines are consistent with the related symptoms. Back support belt is the device which doctors often used with other therapeutic methods. The supporting materials in back support belt are commonly the metal shaped as the bands along the back to reduce the forces on low back muscles. The effect of back support belt (Mio size S), using metal band as the supporting material, on erector spinae muscles force while acting in lift, pull and push the weights were studied. The results indicated that the tension force in the erector spinae muscles can be reduce up to 14.1%, reduced up to 8.5% of compressive force on L5/S1 disc while acting without load and reduced up to 15.7% of shearing force on L5/S1 disc during lift the 10 kg weight at level 1 (25 N) of belt tightening. For the 20 kg lifting task at belt tighten level 2 (38 N), the reduction of force in the erector spinae muscles and the L5/S1 disc compressive force were 9.5% and 11%, respectively. For the pulling and pushing tasks, the back support belt has very little effect. The supporting pad in back support belt in this study was designed by applying two materials: the aluminium alloys 2024 and the vulcanized natural rubber. Study the effect of back support belt on muscle activities by investigation of EMG signals comparatively between with and without back support belt in lift tasks were employed. The results showed that using the designed back support belt and the S-hospital back support belt can reduce the activities of erector spinae muscles up to 7.17% and 1.63%, respectively, comparing with missing of back support belt. The applicable mechanical properties for the rubber pad in back support belt specified as the hardness were 32.6 Shore A and the modulus of elasticity for compression at 30% strain were 1,796 kPa. The mechanical properties lower than these values have very little effects on reduction of low back muscles activity.

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) ที่ให้ทุนสนับสนุนในการดำเนินการวิจัย ภายใต้โครงการวิจัยขนาดกลางเรื่องยางพารา (RDG5150067)

ขอขอบคุณบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ที่ให้เงินทุนอุดหนุนการวิจัยระดับบัณฑิตศึกษาสำหรับนักศึกษาบัณฑิตศึกษาในฐานะผู้ร่วมวิจัยของโครงการ

ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิริยะ ทองเรือง และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เจริญยุทธ เดชวายุกุล ที่ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือด้านยาง สารเคมีที่เกี่ยวข้องกับยาง

ขอขอบคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤษภัทธานนท์ และสถานวิจัยวิศวกรรมพื้นฟู มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่ให้ความช่วยเหลือด้านเครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและให้คำปรึกษาในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลัง

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิทยาศาสตร์เทคโนโลยีวัสดุ สาขาวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ศูนย์ถ่ายทอดเทคโนโลยียาง มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ และภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ให้ความอนุเคราะห์สำหรับสถานที่และเครื่องมือในการทำวิจัย รวมถึงให้ความอนุเคราะห์ช่วยเหลือในด้านต่างๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในด้านคำแนะนำในการใช้เครื่องมือ

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(3)
รายการตาราง	(5)
รายการภาพประกอบ	(6)
สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ	(11)
1 บทนำ	
1.1 บทนำต้นเรื่อง	1
1.2 การตรวจเอกสาร	3
1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	18
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	18
1.5 ขอบเขตการวิจัย	18
2 ทฤษฎี	
2.1 แถบโลหะรองรับและเกจวัดความเครียด (strain gage)	20
2.2 หลักชีวกลศาสตร์	28
2.3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography, EMG)	43
2.4 ยางธรรมชาติ (natural rubber, NR) และการนำมาใช้งาน	47
2.5 การออกแบบแม่พิมพ์อัด (compressive mold)	54
3 วิธีการและอุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	
3.1 วิธีดำเนินการวิจัย	61
3.2 วัสดุ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้	70
4 ผลการทดลอง การวิเคราะห์ผลการทดลอง และการออกแบบเข็มขัดพยุงหลัง	
4.1 การทดสอบหาค่าความแข็งตึง (stiffness) ของแถบยางยืดที่ใช้รับความตึงในการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง	80
4.2 การศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงตึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae	82
4.3 การสร้างแบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์	93
4.4 สูตรยางคอมปาวด์ที่ทำจากยางธรรมชาติและคุณสมบัติ	96
4.5 การทดสอบหาคุณสมบัติยางคงรูป	96

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.6 การออกแบบแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังและการปรับปรุง รูปร่างของเข็มขัดพยุงหลัง	104
4.7 การทดสอบและเปรียบเทียบผลการใช้งานของเข็มขัดพยุงหลังที่สร้างขึ้น กับเข็มขัดพยุงหลังที่มีใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์และที่จำหน่าย ตามร้านอุปกรณ์การแพทย์	122
5 สรุปผล	
5.1 การศึกษาชีวกลศาสตร์บริเวณหลังส่วนล่างของมนุษย์และผล ของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงดึง ที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae	136
5.2 การออกแบบแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง	136
5.3 การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของหลังส่วนล่าง (erector spinae) ขณะสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง	137
เอกสารอ้างอิง	138
ภาคผนวก	
ก ผลการทดสอบแรงดึงของยางคงรูป	142
ข ผลการทดสอบแรงกดของยางคงรูป	144
ค ผลการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในหัวข้อที่ 4.7.2	146
ง ผลแบบประเมินการใช้เข็มขัดพยุงหลัง	162
จ บทความจากงานประชุมทางวิชาการ	164
ฉ สรุปข้อคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิต่อโครงการ	177

รายการตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงส่วนประกอบ ปริมาณของยางและสารเคมีต่างๆ ในสูตรผลิตภัณฑ์ยางพื้นฐาน ซึ่งอยู่ในหน่วย part per hundred rubber (phr)	50
3.1 แสดงปริมาณของยางและสารเคมีต่างๆ ที่นำมาใช้หาสูตรยางทั่วไป ในหน่วย part per hundred rubber (phr)	64
3.2 แสดงปริมาณของยางและสารเคมีต่างๆ ในสูตรยาง 7 สูตรที่นำมาขึ้นรูป	65
4.1 แสดงค่าของแรงกับระยะยืดที่เกิดขึ้นบนแถบยางยืดเข็มขัดพยางหลัง 4 แบบ	81
4.2 แสดงข้อมูลกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษาผลของเข็มขัดพยางหลังที่มีต่อแรงที่กระทำ บนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงดึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae	82
4.3 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในท้ายยกของตำแหน่ง X_4 ในเงื่อนไขต่าง ๆ	88
4.4 ดัชนีมวลกายของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวัดรูปร่างหลัง	93
4.5 ค่าความหนืด (Mooney viscosity) และเวลาในการวัลคาไนซ์ของยางคอมปาวด์	96
4.6 แสดงผลการทดสอบความแข็งของยางคงรูปของสูตรยางทั้ง 7 สูตร ซึ่งอยู่ในหน่วย Shore A	97
4.7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดในการทดสอบแรงดึง แบบ Uniaxial Tension ของยางคงรูปทั้ง 3 สูตร	102
4.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดในการทดสอบแรงกด แบบ Uniaxial Compression ของยางคงรูปทั้ง 3 สูตร	104
4.9 แสดงค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นของยางคงรูป 3 สูตรในการทดสอบแรงดึงและแรงกด	104
4.10 แสดงคุณสมบัติทางกล (mechanical properties) ของอะลูมิเนียมอัลลอยด์	112
4.11 แสดงข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ	114
4.12 แสดงปริมาณสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ เมื่อใส่เข็มขัดพยางหลัง 10 แบบ เทียบกับกรณีไม่ใส่เข็มขัดพยางหลัง	124
4.13 ราคาของยางและสารเคมีที่ใช้ในการขึ้นรูปแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลัง 1 ตัว	127
4.14 ค่าพลังงานที่ใช้ในการะบวนการผลิตแผ่นรองรับ	134

รายการภาพประกอบ

รูปที่	หน้า
1.1 แสดงตัวอย่างเข็มขัดพยุงหลังที่มีขายตามร้านจำหน่ายวัสดุการแพทย์	3
1.2 เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากวัสดุแข็ง	4
1.3 เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากพลาสติก PE	5
1.4 เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากพลาสติก	5
1.5 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลัง	6
1.6 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบยางยืดทำด้วยยางธรรมชาติ	6
1.7 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังแบบเต็มลม	7
1.8 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังแบบเต็มลมและให้ความร้อน	8
1.9 เข็มขัดพยุงหลังที่ติดขั้วแม่เหล็กช่วยบรรเทาอาการปวดหลัง	8
1.10 เข็มขัดพยุงหลังที่มีการออกแบบให้แผ่นรองรับหลังสอดรับกับสรีระ	9
1.11 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังสำหรับใช้ขณะนอน	9
1.12 เข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นรองรับหลังแบบแถบมีส่วนเกาะยึดด้านหน้า สูงกว่าส่วนรองรับหลัง	10
1.13 เข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นรองรับแบบแถบ	11
1.14 เข็มขัดพยุงหลังแบบมีสายคล้องไหล่	11
1.15 ทำทางการเคลื่อนไหวที่ใช้ศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลัง	12
1.16 แสดงลักษณะท่าทางที่นิยมนำมาใช้ในการทดสอบเข็มขัดพยุงหลัง	13
1.17 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังในการทดลองของ Woldstad และ Sherman (1998)	14
1.18 ตำแหน่งในการติดตั้ง Electrogonometer และการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง ในการทดลองของ Thoumie และคณะ (1998)	15
1.19 ลักษณะของเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในการทดลองของ Newcomer และคณะ (2001)	15
1.20 แสดงลักษณะการยกของในการทดลองของ Bobick และคณะ (2001)	16
1.21 ลักษณะของ LSO ในการทดสอบของ Cholewicki และคณะ (2010)	17
1.22 ผลของ LSO เมื่อทดสอบการใช้งาน	17
2.1 แสดงลักษณะคานแบบที่นิยมนำมาใช้งาน	21
2.2 แสดงลักษณะแรงที่กระทำต่อคาน	22
2.3 แสดงลักษณะแรงที่เกิดขึ้นภายในคาน	23

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.4 แสดงความเค้นที่เกิดขึ้นภายในคานเมื่อโมเมนต์มีค่าเป็นลบ	23
2.5 แสดงการหาค่าโมเมนต์ความเฉื่อยของหน้าตัดคาน 3 แบบ	24
2.6 แสดงลักษณะเกจวัดความเครียด แบบ KFG ของ KYOWA	26
2.7 แสดงลักษณะการใช้งานเกจวัดความเครียด และตัวอย่างวงจรบริดจ์ที่ใช้งานร่วมกับเกจวัดความเครียด	26
2.8 แสดงลักษณะของข้อต่อของกระดูกของมนุษย์	29
2.9 การแบ่ง plane ของร่างกายมนุษย์	29
2.10 แสดงกระดูกสันหลังและข้อจำกัดการรับแรง	31
2.11 แสดงกล้ามเนื้อหลังที่ช่วยรับแรงจากการเคลื่อนไหว	32
2.12 แสดงมวลของอวัยวะต่างๆที่ใช้ในการเคลื่อนไหว	33
2.13 แสดงตำแหน่งศูนย์กลางมวลของอวัยวะที่ใช้ในการเคลื่อนไหว	34
2.14 พัง free body ของแรงและทิศทางของแรงที่กระทำต่อบุคคล ที่มีท่าทางการทรงตัวขณะกำลังยกของ	35
2.15 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อมือ (A-B)	35
2.16 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อแขนส่วนล่าง (B-C)	36
2.17 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อแขนบน (C-D)	37
2.18 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อคอและศีรษะ (E-D _n)	38
2.19 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อลำตัว (D _t -O)	39
2.20 แรงดึงของชุดกล้ามเนื้อ erector spinae	41
2.21 แรงอัด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกระหว่าง L5/S1	41
2.22 แรงอัด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกระหว่าง L5/S1 กรณีดันวัตถุ	42
2.23 แสดงองค์ประกอบในการทำงานของกล้ามเนื้อ	43
2.24 ลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากมัดกล้ามเนื้อ	43
2.25 แสดงลักษณะอิเล็กทรอนิกส์สำหรับวัดสัญญาณ EMG	44
2.26 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กทรอนิกส์โทรดบนร่างกายเพื่อวัดสัญญาณ EMG	45
2.27 การใช้อิเล็กทรอนิกส์ 3 ตัวในการวัดสัญญาณ EMG	46
2.28 การประมวลผลสัญญาณ EMG	46

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.29 สูตรโครงสร้างยางธรรมชาติ	47
2.30 กระบวนการผลิตผลิตภัณฑ์ยางโดยทั่วไป	49
2.31 การขึ้นรูปโดยแม่พิมพ์แบบต่างๆ	52
2.32 แสดงกระบวนการออกแบบแม่พิมพ์	55
2.33 แสดงสัดส่วนของแม่พิมพ์อัด	55
2.34 แสดงลักษณะและขนาดของร่องตัดขอบของแม่พิมพ์	56
3.1 ผังแสดงวิธีดำเนินการวิจัย	57
3.2 แสดงท่าทางในการประเมินทางชีวกลศาสตร์	59
3.3 แสดงการเขียนผัง free body ในท่ายกของ	60
3.4 แสดงตำแหน่งติดตั้งเกววัดความเครียดบนแถบโลหะ	61
3.5 แสดงลักษณะของแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc และบนแถบเหล็กรูปตัว S	62
3.6 แสดงลักษณะการเก็บข้อมูลภาพถ่าย	62
3.7 แสดงขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของหลังมนุษย์	63
3.8 ลักษณะ Specimen ยางตามมาตรฐาน ASTM 412-C	66
3.9 แสดงท่าทางการเคลื่อนไหวในท่ายกของ	68
3.10 แสดงตำแหน่งในการติด surface electrode	69
3.11 แสดงเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 4 แบบที่ใช้ทดสอบหาความแข็งแรงของแถบยางยืด	71
3.12 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อแรงที่เกิดขึ้นบนกล้ามเนื้อหลัง	72
3.13 ผังการเก็บข้อมูล	73
3.14 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้เก็บข้อมูลรูปร่างของหลัง	73
3.15 แสดงเครื่องมือที่ใช้ในการบดยางและอัดขึ้นรูป	75
3.16 เครื่องทดสอบยางคอมปาวด์	75
3.17 แสดงเครื่องมือและชิ้นตัวอย่างยางคงรูปในการทดสอบความแข็งแรง	76
3.18 แสดงลักษณะแม่พิมพ์ที่ทำจากแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม (strainless)	76
3.19 แม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปชิ้นงานเป็นรูปทรงกระบอก	77
3.20 เครื่องทดสอบความแข็งแรงวัสดุ (Universal testing machine)	77
3.21 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)	79

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 แสดงการวัดการยืดตัวของแถบยางยืดที่อยู่บนเข็มขัดพยุงหลัง	80
4.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดึงกับระยะยืดที่เกิดขึ้นบนแถบยางยืดของเข็มขัดพยุงหลัง 4 แบบ	81
4.3 แสดงตำแหน่ง L5/S1 Disc และกล้ามเนื้อ erector spinae	83
4.4 การเคลื่อนไหวที่ใช้ในการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง	83
4.5 โมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กตัว S ในเข็มขัดพยุงหลังขณะเคลื่อนไหวท่ายกของ	84
4.6 แรงที่เกิดขึ้นกับกล้ามเนื้อ erector spinae และเกิดขึ้นบน L5/S1 Disc ขณะยกของ	86
4.7 ผลแรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc ในการเคลื่อนไหวในท่ายกของ	87
4.8 แรงกระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae และ L5/S1 Disc ที่ลดลงเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังขณะเคลื่อนไหวในท่ายก	89
4.9 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่าตั้งของ	91
4.10 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่าดันของ	92
4.11 แสดงแบบจำลองหลังส่วนล่างแบบ 3 มิติจากกลุ่มตัวอย่างชาย 10 คน	94
4.12 แสดงแบบจำลองหลังส่วนล่างเทียบกับตำแหน่งของกระดูกสันหลัง	95
4.13 แสดงแบบจำลองทางกลศาสตร์ในการทำงานของกล้ามเนื้อลาย	98
4.14 แบบจำลองทางกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อหลังเมื่อทำงานร่วมกับแผ่นยางรองรับ	99
4.15 แสดงค่าความแข็งของยางคงรูปทั้ง 7 สูตรและสูตรยางที่ถูกเลือก	101
4.16 แสดงตำแหน่งของยางทั้ง 3 สูตรเทียบกับกลุ่มความแข็งที่ IRHD กำหนด	101
4.17 แสดงผลการทดสอบแรงดึงของชิ้นตัวอย่างยางคงรูป 3 สูตร	102
4.18 แสดงผลการทดสอบแรงกดของชิ้นตัวอย่างยางคงรูป 3 สูตร	103
4.19 แสดงลักษณะแผ่นยางรองรับที่ออกแบบเบื้องต้น	106
4.20 แสดงกล้ามเนื้อที่ตำแหน่ง L3 ด้วยภาพตัด	107
4.21 แสดงลักษณะแผ่นยางรองรับที่ออกแบบเสร็จแล้ว	108
4.22 แสดงรายละเอียดของแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านหลังมี 2 Cavity	109
4.23 แสดงลักษณะแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านหลัง	110
4.24 แสดงรายละเอียดแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านข้าง	111
4.25 แสดงรายละเอียดแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านข้าง	111

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.26 แบบจำลองทางกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อหลังเมื่อทำงานร่วมกับแผ่นยางรองรับและแถบอุมิเนียมอัลลอยด์	112
4.27 ตำแหน่งกระดูกสันหลัง L5/S1 และตำแหน่งแถบเหล็กรูปตัว S ขณะร่างกายยืนตรง	113
4.28 แสดงค่า Strain Energy ของแถบรองรับในเข็มขัดพยุงหลังเมื่อก้มยกของ	114
4.29 ตัวอย่างลักษณะของ strain ที่เกิดขึ้นในแถบเหล็กขณะวิเคราะห์ค่า Strain Energy	115
4.30 แสดงแผ่นรองรับของเข็มขัดพยุงหลังที่สร้างขึ้น	115
4.31 แสดงลักษณะและส่วนประกอบต่างๆ ของเข็มขัดพยุงหลังโดยทั่วไป	116
4.32 แสดงลักษณะและรูปร่างของเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบ	117
4.33 แสดงขนาดโดยภาพรวมของเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบ	118
4.34 แสดงเข็มขัดพยุงหลังรุ่นต่างๆ โดยเทียบความกว้างแถบยางยึดกับความกว้างของเข็มขัดพยุงหลัง	119
4.35 แสดงลักษณะและรูปร่างของเข็มขัดพยุงหลังที่ปรับปรุงแก้ไข	120
4.36 แสดงขนาดโดยภาพรวมของเข็มขัดพยุงหลังที่ปรับปรุงแก้ไข	121
4.37 แสดงเข็มขัดพยุงหลังที่ตัดเย็บเสร็จแล้ว	122
4.38 แสดงกลุ่มตัวอย่างที่ติด surface electrode และใส่เข็มขัดพยุงหลัง	123
4.39 แสดงสัญญาณ EMG ที่ผ่านการขยายและผ่านการแปลงสัญญาณทั้ง 3 ขั้นตอน	126
4.40 แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงคิดเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง 10 แบบ	127
4.41 แสดงตัวอย่างผลการวัด EMG ในการก้มยกของโดยใช้เวลา 15 s	128
4.42 แสดงตัวอย่างผลการวัด EMG ในการก้มยกของโดยใช้เวลา 10 s	129
4.43 แสดงตัวอย่างผลการวัด EMG ในการก้มยกของโดยใช้เวลา 8 s	130
4.44 แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงคิดเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง 5 แบบ	131
4.45 แสดงผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้เข็มขัดพยุงหลัง	132

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ

A	พื้นที่
ACME	เข็มขัดพยุงหลังแบบที่แถบรองรับทำจากพลาสติกยี่ห้อ ACME
ADS	Air Dried Sheet
ASTM	American Society for Testing and Materials
b	ความกว้าง
BMI	Body Mass Index
BS1	ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงระดับ 1 (25 N)
BS2	ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงระดับ 2 (38 N)
c	ระยะจาก Neutral surface ถึงผิวนอกสุด
cm	centimeter
CBS	n-cyclohexylbenzothiazole-2-sulphenamide
CV	constant viscosity
d	ระยะห่าง
DEG	diethylene glycol
DPNR	Deproteinized Natural Rubber
DRC	dry rubber content
e_0	แรงดันไฟฟ้าที่ออกจากวงจร
E	ค่า Young's modulus
EP	European Patent
ENR	Epoxidized Natural Rubber
EMG	Electromyography
ESM	erector spinae muscle
E_0	แรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้วงจร
F	แรง
F_c	compressive force
F_s	shear force
h	ความสูง
Hz	hertz

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ (ต่อ)

in	<i>inch</i>
IRHD	International Rubber Hardness Degrees
I_x	Moment of inertia รอบแกน x
I_y	<i>Moment of inertia</i> รอบแกน y
k	ค่าความแข็งตึง (<i>stiffness</i>)
kg	<i>kilogram</i>
K_s	ค่าคงที่เฉพาะของเกจวัดความเครียด
L, l	<i>ระยะความยาว</i>
LBP	<i>low back pain</i>
LSO	<i>Lumbosacral orthoses</i>
L1, L2, L3 ...	<i>lumbar vertebrae at 1, 2, 3 ...</i>
L5/S1	หมอนรองกระดูกสันหลังระหว่างกระดูก <i>sacral</i> ข้อที่ 1 กับกระดูก <i>Lumbar</i> ข้อที่ 5
mm	<i>millimeter</i>
M	<i>moment</i>
MBT	Mercaprobenthioazole
MDR	Moving Die Rhometer
MgO	แมกนีเซียมออกไซด์
Mio P	เข็มวัดพุงหลังแบบที่แถบรองรับทำจากพลาสติกยี่ห้อ MIO TECH รุ่น BACK SUPPORT
Mio S	เข็มวัดพุงหลังที่แถบรองรับทำจากเหล็กยี่ห้อ MIO TECH รุ่น LS SUPPORT
MMH	Manual Materials Handling
Modified	เข็มวัดพุงหลังที่ออกแบบและตัดเย็บในงานวิจัยนี้
MVC	<i>maximal voluntary contraction</i>
no BS	ไม่ใช่เข็มวัดพุงหลัง
N	<i>Newton</i>
NR	natural rubber

สัญลักษณ์คำย่อและตัวย่อ (ต่อ)

<i>OENR</i>	Oil Extended Natural Rubber
<i>phr,pphr</i>	Part Per Hundred of Rubber
<i>pH</i>	power of Hydrogen ion
P	แรงกระทำแบบจุด
PE	พอลิเอททิลีน
R	ค่าความต้านทานของตัวต้านทาน
<i>Rg</i>	ค่าความต้านทานของเกจวัดความเครียด
<i>RMS</i>	root mean square
<i>RSS</i>	ribbed smoked sheet
r^2	ค่าสหสัมพันธ์
S	<i>Elastic section modulus</i>
S.D.	<u>standard derivative</u>
<i>S-Hospital</i>	เข็มซัดพุงหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์
<i>STR</i>	Standard Thai Rubber
S1	<i>sacrum at 1</i>
<i>TMQ</i>	2,2,4-Trimethyl-1,2-dihydroquinoline, polymerized
<i>TMTD</i>	Tetramethyl Thiuram Disulfide
U.S.	<i>United States Patent</i>
W	น้ำหนัก
x	ระยะในแนวแกน x
y	ระยะในแนวแกน y
ZnO	ซิงค์ออกไซด์
σ_x	ความเค้นในแนวแกน x
σ_m	ความเค้นสูงสุด
ε	ความเครียด
θ	มุม

บทที่ 1

บทนำ

1.1 บทนำต้นเรื่อง

อาการปวดหลังเป็นอาการที่สามารถเกิดขึ้นได้กับบุคคลทั่วไป โดยเฉพาะในช่วงหนึ่งของชีวิตของบุคคลวัยทำงานและผู้สูงอายุ โดยโรคปวดหลังเป็นโรคที่พบได้บ่อยมากในเวชปฏิบัติ ซึ่งในทางการแพทย์ได้แบ่งสาเหตุของอาการปวดหลังส่วนล่างตามพยาธิสภาพกำเนิดไว้หลายสาเหตุได้แก่ การเสื่อมสภาพทางกลของอวัยวะบริเวณหลังส่วนล่าง (mechanical derangements) การเกิดเนื้องอก (tumors) โรคเนื้อเยื่ออักเสบ (inflammatory diseases) ความพิการแต่กำเนิด (congenital anomalies) โรคทางเมตาบอลิก (metabolic disease) การติดเชื้อ (infection) และเกิดจากสภาพจิตใจ (psychological) เป็นต้น อาการปวดหลังอาจสามารถเกิดขึ้นได้จากสาเหตุสำคัญเพียง 1 หรือ 2 สาเหตุ แต่บางครั้งก็อาจเกิดจากหลายสาเหตุร่วมกันโดยไม่สามารถชี้ชัดถึงสาเหตุที่แท้จริงได้ เมื่อพิจารณาถึงกลไกการเกิดพยาธิสภาพสามารถแบ่งได้ 3 ประการคือ

- 1) การกดรัดหรือหนีบไขสันหลังหรือรากประสาท (spinal nerve root) เช่นเกิดจากการโป่งยื่นของหมอนรองกระดูก (prolapsed intervertebral disc) หรือสภาวะ Spinal stenosis
- 2) สารเคมีที่เกิดจากการสลายตัวของหมอนรองกระดูก ทำให้เกิดการระคายเคืองต่อรากประสาท
- 3) กระดูกสันหลังไม่มั่นคงแข็งแรง (spinal instability) ทำให้ผู้ป่วยมีอาการเจ็บปวดทุกครั้งเมื่อมีการเคลื่อนไหวกระดูกสันหลังส่วนดังกล่าว

จากสาเหตุข้างต้นของอาการปวดหลังส่วนล่างที่พบบ่อยที่สุดจะอยู่ในกลุ่ม การของการเสื่อมสภาพทางกล (mechanical derangement) โดยเฉพาะกลุ่มการบาดเจ็บในส่วนของเนื้อเยื่อ (lumbar strain) โดยเกิดจากการใช้หลังส่วนล่างในลักษณะที่ไม่ถูกต้อง อาการปวดหลังส่วนล่างได้สร้างความรำคาญให้กับผู้ป่วย เนื่องจากไม่สามารถทำงานหรือเคลื่อนไหวในท่าทางที่ต้องอาศัยกล้ามเนื้อและกระดูกหลังส่วนล่างได้อย่างสะดวกซึ่งอยู่บริเวณเอวตั้งแต่กระดูกสันหลังข้อที่ L1 ถึง S1 อาการปวดหลังมักเป็นอาการเรื้อรัง หากไม่ได้รับการรักษาหรือปรับเปลี่ยนพฤติกรรมเคลื่อนไหวอย่างถูกต้อง ก็อาจทำให้อาการปวดหลังทวีความรุนแรงยิ่งขึ้น แนวทางในการรักษาผู้ป่วยโรคปวดหลังส่วนล่างมี 2 วิธีคือ

- 1) การรักษาโดยวิธีอนุรักษ์นิยม เป็นวิธีที่ใช้กับผู้ป่วยในกลุ่มที่อาการไม่รุนแรง โดยมีวิธีการเช่น การให้นอนพัก การใช้ยา การฉีดยาเข้าช่องรอบเยื่อหุ้มไขสันหลัง (epidural steroid injection) การให้ความรู้เกี่ยวกับการดูแลหลัง การรักษาทางกายภาพบำบัด และการใช้เข็มขัดพยุงหลัง โดยการรักษาให้ได้ผลดีส่วนใหญ่มาจากการรักษาวิธีอนุรักษ์นิยม (นรินทร์. 2527)
- 2) การผ่าตัด เป็นวิธีสุดท้ายในการรักษาโรคปวดหลัง ซึ่งเมื่อทำการผ่าตัดแล้วก็ต้องอาศัยแนวทางแรกในการรักษาควบคู่กันไป

โดยผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลังจากการทำงาน ยกของหนัก การเคลื่อนไหวผิดจังหวะ หรือได้รับอุบัติเหตุ จนต้องเข้ารับการผ่าตัด เมื่ออยู่ในระยะพักฟื้นแพทย์มักแนะนำให้ใช้เข็มขัดพยุงหลังเพื่อช่วยประคองแผ่นหลัง ซึ่งช่วยให้กล้ามเนื้อหลังที่อ่อนแรงลงไปหลังผ่าตัดได้ฟื้นตัว เข็มขัดพยุงหลังจะช่วยลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อและกระดูกสันหลังซึ่งเกิดจากการเคลื่อนไหว และสามารถลดความปวดหรือลดโอกาสที่อาจจะเกิดการบาดเจ็บซ้ำได้ เนื่องจากการใส่เข็มขัดพยุงหลังมีผลให้กล้ามเนื้อบริเวณแผ่นหลังกระชับขึ้น และกระตุ้นการทำงานของเส้นประสาทที่รับรู้ความรู้สึกอื่นๆ นอกจากเส้นประสาทรับความเจ็บปวด ทำให้ผู้ป่วยมีอาการปวดลดลง (นิรันดร์. 2527)

เข็มขัดพยุงหลังโดยทั่วไปมักทำมาจากผ้ายืด หรือไนลอน มีลักษณะเหมือนกับเข็มขัดเส้นใหญ่ ส่วนกว้างที่สุดของเข็มขัดจะอยู่ด้านหลังของผู้สวมใส่ เวลาสวมใส่จะต้องให้แนวกึ่งกลางของเข็มขัดอยู่ตรงกับบริเวณแนวสันหลังพอดี ความตึงของการสวมใส่สามารถปรับได้จากแถบยึดหรือตัวรัดด้านหน้า บางชนิดอาจมีสายคล้องไหล่ดังรูปที่ 1.1 (ค) ส่วนวัสดุที่สำคัญที่ช่วยพยุงกล้ามเนื้อและแนวสันหลังในเข็มขัดพยุงหลังคือ แถบพลาสติกแข็ง หรือแถบโลหะ โดยทั่วไปมีลักษณะเป็นแถบแบนกว้าง 1 - 2 cm ยาวประมาณ 20-25 cm อาจมีประมาณ 2 - 6 แถบ ขึ้นอยู่กับการออกแบบ หากเป็นแถบโลหะจะถูกดัดให้มีความโค้งสอดรับกับแนวโค้งของหลังจากความแข็งของโลหะทำให้ไม่มีความยืดหยุ่นเพียงพอที่จะทำให้ผู้สวมใส่เคลื่อนไหวได้อย่างสะดวก ในขณะที่ต้องการรักษาหน้าที่ยช่วยประคองแผ่นหลังส่วนล่าง และมักทำให้ผู้สวมใส่เกิดความไม่สบายเนื่องจากการกดของแถบวัสดุ หากเป็นแถบพลาสติกจะปรับโค้งได้เองตามแนวโค้งของหลังแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการรับแรงได้น้อย

ดังนั้นหากมีการศึกษาเพื่อออกแบบรูปร่าง ขนาด และหาตำแหน่งติดตั้งที่แถบวัสดุที่มีความยืดหยุ่นที่เหมาะสมสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง ก็จะช่วยให้อุปกรณ์หรือผู้สวมใส่เข็มขัดพยุงหลังใส่ได้อย่างสบายและไม่อึดอัดแต่ยังคงรักษาหน้าที่ของตัวเข็มขัดพยุงหลังไว้ได้ วัสดุอย่างหนึ่งที่สามารถนำมาใช้เป็นแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังได้ คือ ยาง แต่แผ่นยางที่นำมาใช้เป็นแผ่นรองรับ จะต้องมีความสมบัติด้านความแข็งแรง ความยืดหยุ่นที่เหมาะสม และมีความทนทานต่อการใช้งาน ปัจจุบันเข็มขัดพยุงหลังที่มีขายตามท้องตลาดเป็นอุปกรณ์ที่แพทย์แนะนำให้ผู้ป่วยที่มีอาการปวดหลังใช้ ยังคงใช้แถบพลาสติกแข็งหรือแถบโลหะอยู่ ส่วนในต่างประเทศได้มีการนำยางสังเคราะห์มาใช้เป็นแผ่นรองรับแต่ยังไม่ได้มีการนำยางธรรมชาติมาใช้ แม้ว่ามีการนำยางสังเคราะห์มาใช้ในผลิตภัณฑ์สวมใส่เพื่อกระชับสัดส่วน แต่ก็ไม่ได้มีวัตถุประสงค์การใช้งานเช่นเดียวกับเข็มขัดพยุงหลัง ทั้งนี้ยางพาราเป็นพืชเศรษฐกิจที่สำคัญชนิดหนึ่งในประเทศไทย ดังนั้นหากมีการศึกษาการนำยางธรรมชาติซึ่งมีคุณสมบัติเด่นด้านความยืดหยุ่นมาใช้ทำวัสดุรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง ก็เป็นการช่วยเพิ่มมูลค่าให้กับยางธรรมชาติอีกทางหนึ่ง



(ก) เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบโลหะ MIO
TECH รุ่น LS SUPPORT size M



(ข) เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบพลาสติก ACME
size L



(ค) เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบพลาสติกมีสาย
คล้องไหล่ MIO TECH รุ่น BACK
SUPPORT size M

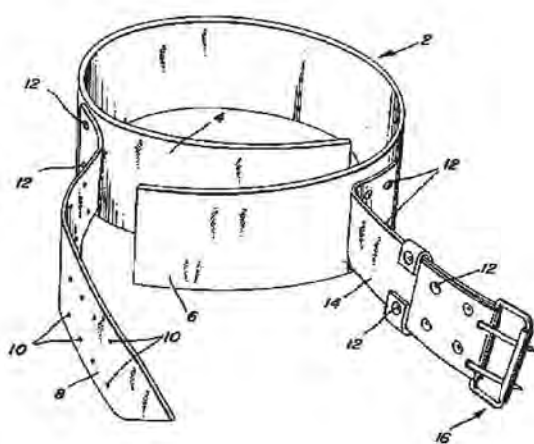
รูปที่ 1.1 แสดงตัวอย่างเข็มขัดพยุงหลังที่มีขายตามร้านจำหน่ายวัสดุการแพทย์

1.2 การตรวจเอกสาร

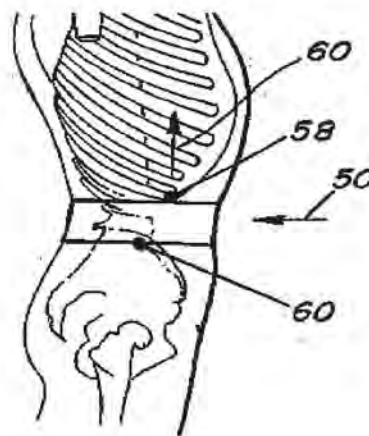
1.2.1 การตรวจสิทธิบัตร

จากการสืบค้นสิทธิบัตรพบว่าเข็มขัดพยุงหลังได้มีการออกแบบและใช้งานมาเป็นเวลานานแล้วแต่อาจใช้ชื่อเรียกที่แตกต่างกันไปตามแต่ผู้ออกแบบหรือผู้คิดค้นจะเห็นว่าเหมาะสมเช่น เข็มขัดพยุงเอว เข็มขัดพยุงของ และเข็มขัดพยุงหลัง เป็นต้น เข็มขัดพยุงหลังแต่ละแบบมีลักษณะและใช้วัสดุที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับการออกแบบ แต่เข็มขัดทุกแบบอาศัยหลักการเดียวกันคือ การจำกัดการเคลื่อนไหวของลำตัวบริเวณหลังส่วนล่างหรือ

เอา จากหลักการดังกล่าวนำไปสู่ลักษณะโดยทั่วไปของเข็มขัดพยุงหลังคือ มีลักษณะคล้ายกับเข็มขัดทั่วไปแต่ส่วนที่แนบกับลำตัวบริเวณเอวมีความกว้างมากกว่า ดังรูปที่ 1.2 เข็มขัดพยุงหลังโดยส่วนใหญ่จะมีแถบรองรับอยู่บริเวณด้านหลังของลำตัวผู้สวมใส่ แถบรองรับนี้จะทำจากวัสดุหลายประเภทด้วยกันทั้งที่เป็นโลหะซึ่งมีความแข็งแรงมากหรือพลาสติกในกลุ่มพอลิเอทิลีน ไปจนถึงวัสดุที่มีความยืดหยุ่นในกลุ่มของยางสังเคราะห์



(ก) เข็มขัดพยุงหลัง

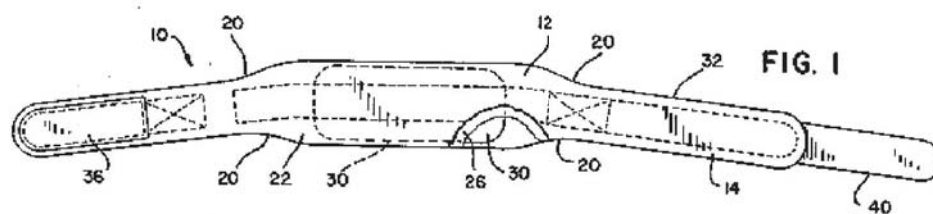


(ข) ตำแหน่งการสวมใส่

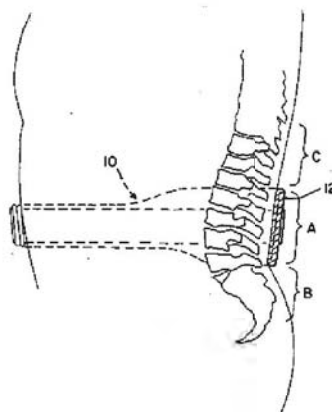
รูปที่ 1.2 เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากวัสดุแข็ง

(U.S. 4,545,370, 1985)

เข็มขัดพยุงหลังที่ได้จดสิทธิบัตรที่เก่าที่สุดเท่าที่สืบค้นเจออยู่ในปี ค.ศ. 1985 โดยใช้ชื่อว่า Kinetic Back Support Belt ดังรูปที่ 1.2 เป็นเข็มขัดที่ทำจากวัสดุแข็งซึ่งให้ตัวได้น้อย มีความกว้างของส่วนรองรับประมาณ $3\frac{1}{2}$ in ถึง 6 in (หรือประมาณ 9 cm ถึง 15.5 cm) อาศัยการจำกัดการเคลื่อนไหวของผู้สวมใส่เพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้นกับหลังส่วนล่าง ทำให้แรงกดกระจายตัวบนเข็มขัดอันเกิดจากการรัดของเข็มขัดช่วยทำให้ผู้ที่สวมใส่เคลื่อนไหวอยู่ในท่าที่เหมาะสม ทำให้ให้สามารถป้องกันการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้นกับหลังส่วนล่างได้ ปัจจุบันพบเห็นการใช้งานเข็มขัดลักษณะนี้ได้ในกลุ่มนักกีฬาหรือนัก ในรูปที่ 1.3 เป็นเข็มขัดที่จดสิทธิบัตรในปี ค.ศ. 1991 ใช้วัสดุหลายชนิดที่มีคุณสมบัติต่างกันทั้งวัสดุที่ให้ตัวได้และวัสดุที่ไม่สามารถให้ตัวได้อีกทั้งยังมีแผ่นรองรับที่อยู่ในแนวกระดูกสันหลังที่ทำจากพอลิเอทิลีน เข็มขัดพยุงหลังได้ถูกปรับปรุงเปลี่ยนแปลงรูปร่างจนบางรูปแบบมีขนาดของแผ่นรองรับจะมีขนาดใหญ่ขึ้นดังแสดงในรูปที่ 1.4 และมีการเพิ่มสายคล้องไหล่เป็นส่วนเสริมเข้าไปดังรูปที่ 1.5 (ก)



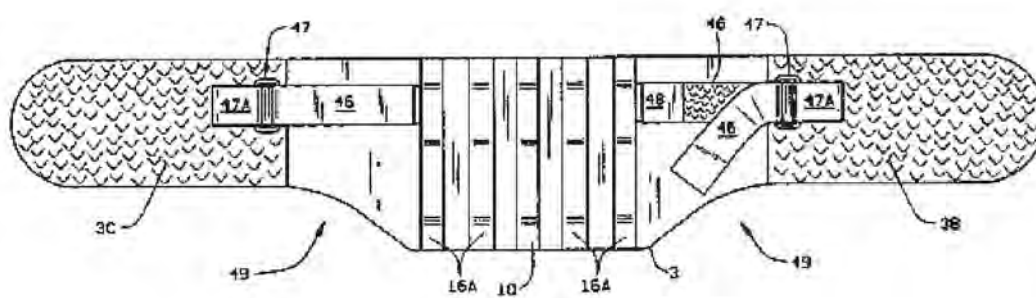
(ก) เข็มขัดพยุงหลัง



(ข) ตำแหน่งการสวมใส่

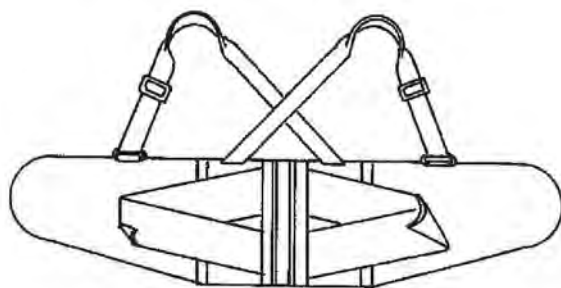
รูปที่ 1.3 เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากพลาสติก PE

(U.S. 5,046,488, 1991)



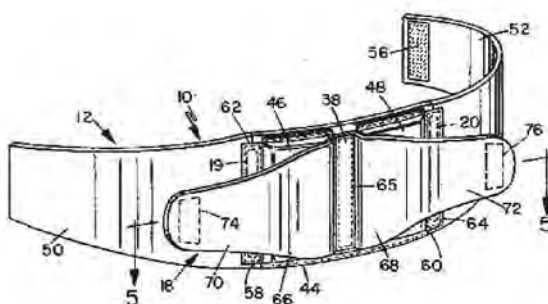
รูปที่ 1.4 เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากพลาสติก

(U.S. 5,548,843, 1996)



(ก) เข็มขัดพยางหลังมีสายคล้องไหล่(U.S.

5,598,583, 1997)

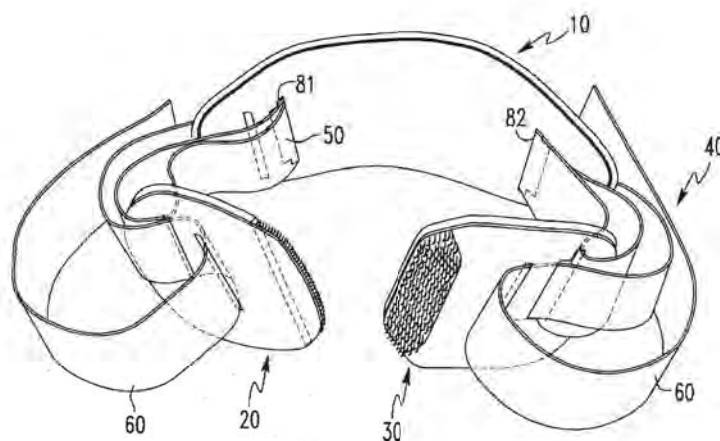


(ข) เข็มขัดพยางหลังไม่มีสายคล้องไหล่

(U.S. 5,551,085, 1996)

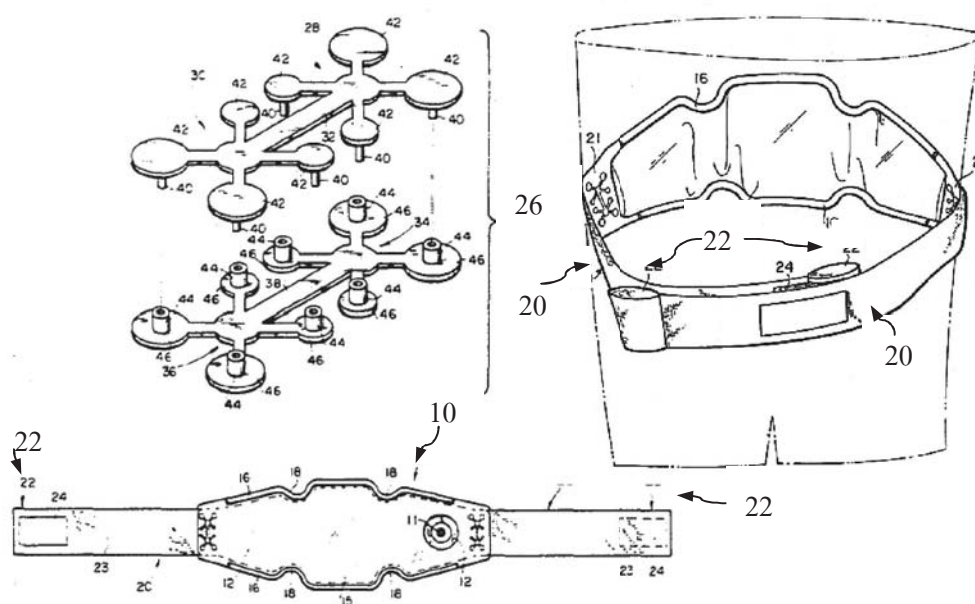
รูปที่ 1.5 แสดงลักษณะเข็มขัดพยางหลัง

จากรูปที่ 1.5 เป็นลักษณะของเข็มขัดพยางหลังที่ได้จดสิทธิบัตรไว้ในปี ค.ศ. 1996 และ 1997 ซึ่งเป็นรูปแบบที่มีสายคล้องไหล่และไม่มีสายคล้องไหล่ ซึ่งคล้ายคลึงกับเข็มขัดพยางหลังที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน คือ มีแผ่นรองรับยึดติดกับผ้ายึดเป็นตัวเข็มขัดและมีแถบยางยึดทำหน้าที่เพิ่มความกระชับในการสวมใส่อีกส่วนหนึ่ง เช่นเดียวกันในรูปที่ 1.6 ซึ่งแบ่งระหว่างส่วนรองรับกับแถบยางยึดอย่างชัดเจน โดยแถบยางยึดด้านข้างทั้งสองเท่านั้นทำด้วยยางธรรมชาติ มีหน้าที่สร้างความกระชับในการสวมใส่สำหรับขนาดรอบเอวที่ต่างกัน และชิ้นส่วนหมายเลข 10 เป็นแผ่นรองรับที่ทำด้วยพลาสติกขึ้นรูป



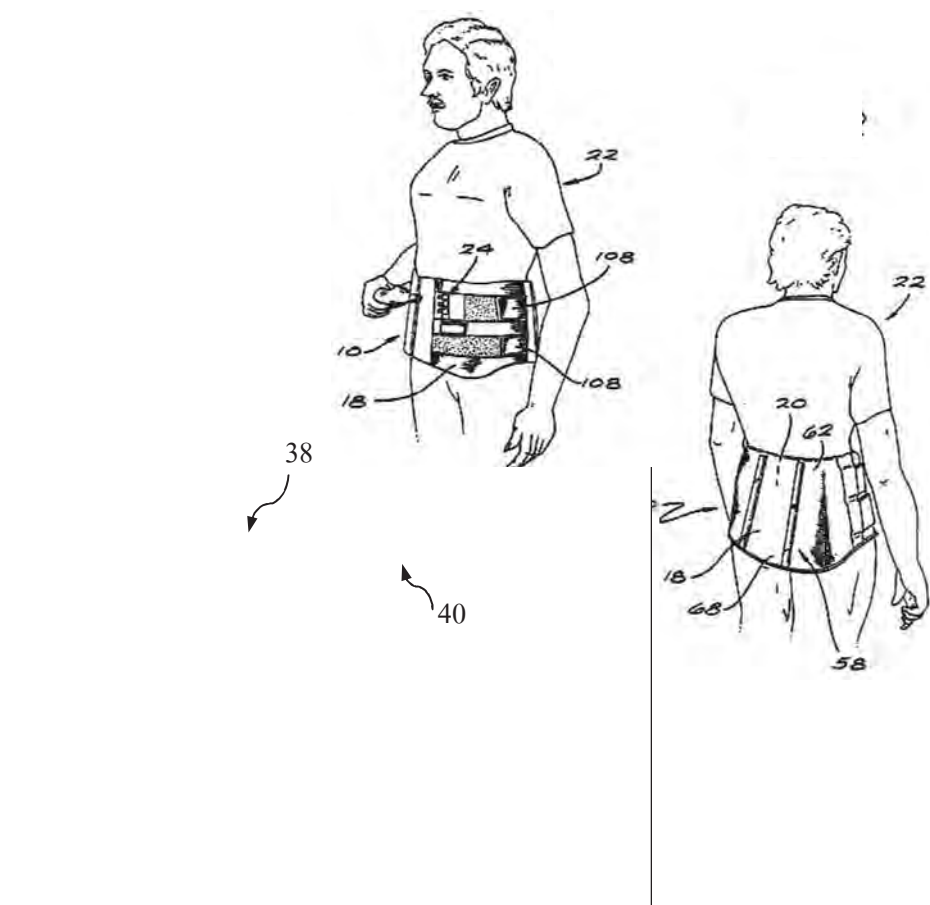
รูปที่ 1.6 แสดงลักษณะเข็มขัดพยางหลังที่มีแถบยางยึดทำด้วยยางธรรมชาติ

(US 5,690,609, 1997)

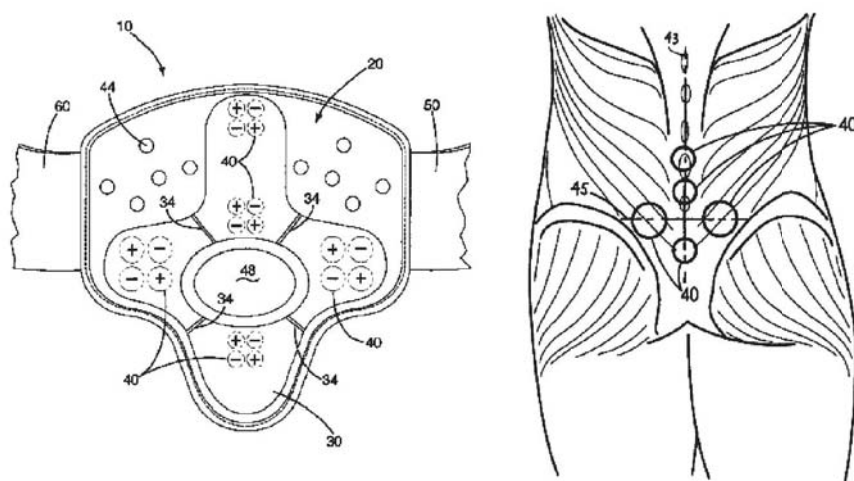


รูปที่ 1.7 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังแบบเติมลม (U.S. 5,111,807, 1992)

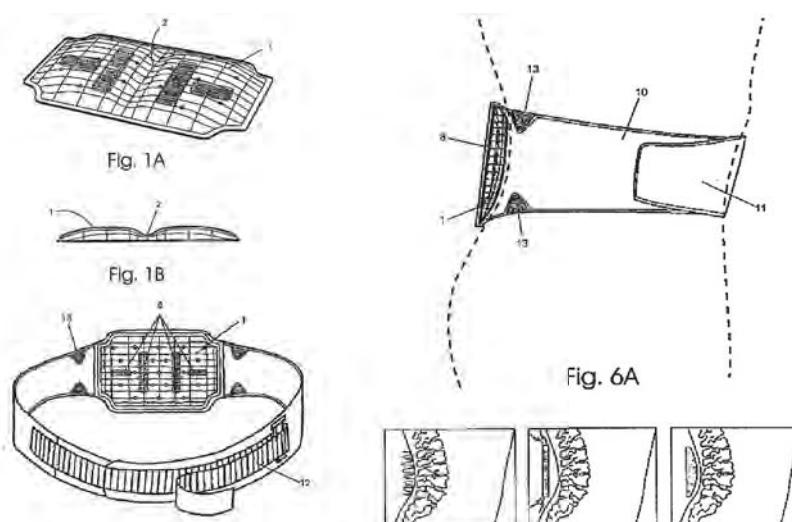
นอกเหนือจากเข็มขัดที่มีแถบรองรับหรือแผ่นรองรับที่ทำจากวัสดุที่แตกต่างกันแล้ว ยังมีการนำอากาศมาใส่ในวัสดุที่ให้ตัวได้เพื่อใช้เป็นส่วนรองรับหลังดังรูปที่ 1.7 เป็นเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้การเติมอากาศเข้าไปเพื่อทำหน้าที่เป็นส่วนรองรับด้านหลัง และสามารถถอดหรือต่อกับสายรัดได้ด้วยชุดเชื่อมต่อหมายเลข 26 ส่วนที่ทำหน้าที่รองรับหลังคือหมายเลข 10 เมื่อเติมลมเข้าไปตรงตำแหน่งหมายเลข 11 ผิววัสดุบริเวณหมายเลข 14 จะพองตัวและจะแนบกับแผ่นหลัง หมายเลข 20 คือสายรัดที่ใช้รัดกับหน้าท้องซึ่งสามารถปรับความตึงในการรัดได้จากการเลื่อนตำแหน่งของหมายเลข 22 ในรูปที่ 1.8 เป็นเข็มขัดพยุงหลังอีกแบบที่ใช้การใส่อากาศเข้าไปเพื่อทำหน้าที่ในการรองรับหลัง นอกจากนั้นยังมีการให้ความร้อนร่วมด้วย โดยภายในมีเจลช่วยให้เกิดการกระจายความร้อนได้ดีขึ้น ในทางการแพทย์ถือว่าความร้อนสามารถทำให้เลือดไหลเวียนได้ดีและช่วยรักษาอาการปวดเจ็บที่เกิดกับกล้ามเนื้อได้ หมายเลข 40 เป็นขั้วไฟฟ้าสำหรับจ่ายไฟฟ้าเพื่อสร้างความร้อน และหมายเลข 38 เป็นขดลวดสร้างความร้อนซึ่งขดไปมาภายในเข็มขัดบริเวณตำแหน่งของแผ่นหลัง ในรูปที่ 1.9 เป็นเข็มขัดพยุงหลังที่ติดตั้งขั้วแม่เหล็กในแผ่นรอง และบรรจุเจลที่สามารถให้เกิดความร้อนเพื่อบรรเทาอาการปวดหลังไว้ภายใน จะเห็นได้ว่าเข็มขัดพยุงหลังนี้มุ่งเน้นการรักษาและบรรเทาอาการปวดหลังสำหรับผู้ป่วยมากกว่าการป้องกันกล้ามเนื้อและกระดูกสันหลัง



รูปที่ 1.8 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังแบบเติมลมและให้ความร้อน
(U.S. 4,993,409, 1991)

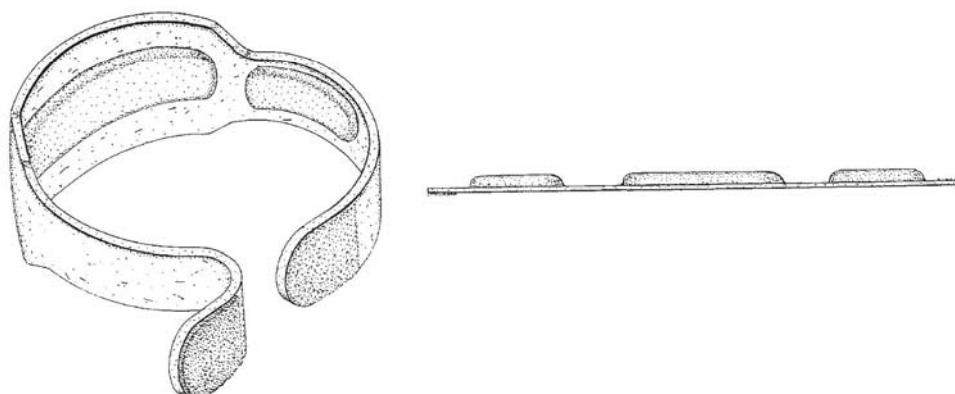


รูปที่ 1.9 เข็มขัดพยุงหลังที่ติดขั้วแม่เหล็กช่วยบรรเทาอาการปวดหลัง
(US 6,623,419, 2003)



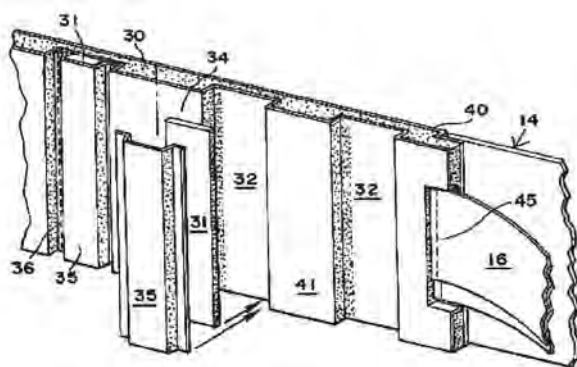
รูปที่ 1.10 เข็มขัดพยุงหลังที่มีการออกแบบให้แผ่นรองรับหลังสอดรับกับสรีระ และเพิ่มแถบแม่เหล็ก (EP1452155, 2004)

รูปที่ 1.10 เป็นเข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นรองรับหลังสอดรับกับแนวกระดูกสันหลังและสรีระของแผ่นหลัง (orthopaedic pad) และเสริมด้วยแถบแม่เหล็กเพื่อเพิ่มผลทางการรักษาอาการปวดหลัง ภายในแผ่นรองรับหลังทำด้วยโฟมชนิดความหนาแน่นสูงที่ขึ้นรูปโดยการฉีดโฟมเข้ากับแม่พิมพ์ ข้อดีของแผ่นรองรับหลังแบบนี้คือการออกแบบให้แผ่นรองรับหลังและโฟมภายในมีรูปร่างที่สอดรับกับสรีระเพื่อรักษาแนวสันหลังให้อยู่ในลักษณะที่ถูกต้องตลอดเวลาขณะสวมใส่ นอกจากเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบมาเพื่อใช้ขณะดำเนินชีวิตประจำวันแล้วก็ยังมเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในขณะนอนซึ่งได้จดสิทธิบัตรเอาไว้ดังรูปที่ 1.11 ซึ่งจะมีส่วนรองรับยื่นออกมา 3 ส่วนจากตัวเข็มขัดคือ ด้านหลัง และด้านข้างทั้งซ้ายและขวาเพื่อรองรับส่วนเว้าของร่างกายบริเวณแนวกระดูกสันหลังอยู่ในแนวที่ถูกต้องในขณะนอนหลับ



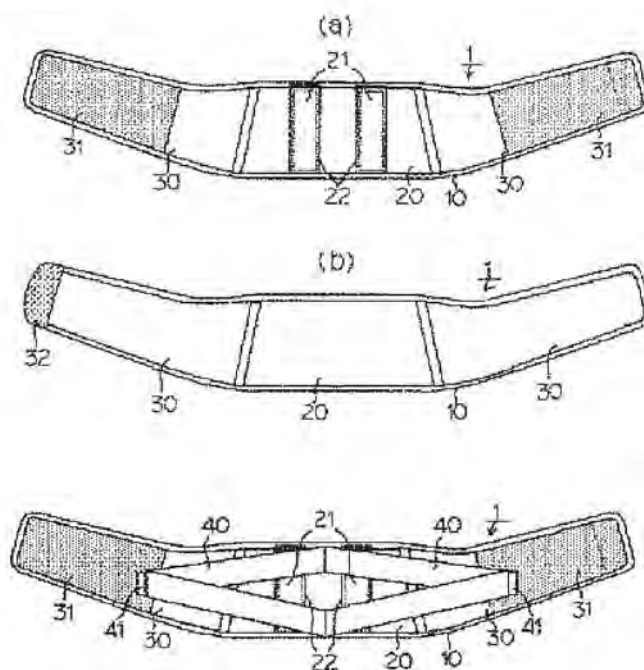
รูปที่ 1.11 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังสำหรับใช้ขณะนอน (U.S. D550,847 S)

โดยการทั่วไปแล้วเข็มขัดพยุงหลังส่วนใหญ่มักใช้วัสดุรองรับหลังเป็นแถบ มีทั้งแบบที่บรรจุซ้อนอยู่ในช่องว่างปิดปลายทั้งสองด้านและแบบที่เป็นแถบสามารถถอดออกได้ ในรูปที่ 1.12 วัสดุรองรับของเข็มขัดพยุงหลังแบบแถบหมายเลข 31 ทำด้วยพลาสติกขึ้นรูปจำพวกพอลิโอฟีน (ภายใต้ชื่อการค้า VOLARA) ในขณะที่เข็มขัดพยุงหลังในรูปที่ 1.13 มีวัสดุรองรับหลังแบบแถบที่ทำด้วยพอลิแลคติก แอซิด เรซิน โดยมีลักษณะการออกแบบให้ส่วนเกาะยึดกระชับด้านหน้าอยู่สูงกว่าส่วนรองรับหลังและมีสายยางยึดสำหรับรั้งให้เข็มขัดกระชับเพื่อช่วยการรัดแผ่นหลังให้มีความกระชับ

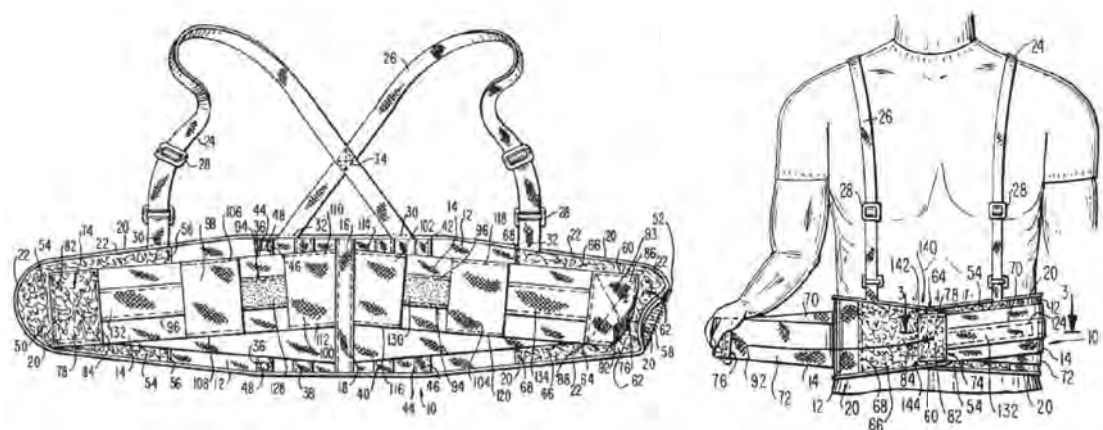


รูปที่ 1.12 เข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นรองรับหลังแบบแถบ (US 6,419,652, 2002)

เข็มขัดพยุงหลังโดยทั่วไปที่ผลิตเพื่อเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ตามโรงพยาบาล และมีจำหน่ายตามร้านจำหน่ายอุปกรณ์การแพทย์ในประเทศไทย มักมีลักษณะรูปร่างดังรูปที่ 1.12 และรูปที่ 1.13 โดยแผ่นรองรับหลังมีลักษณะเป็นแถบ และอาจมีสายคล้องไหล่เพิ่มเข้ามาเพื่อช่วยเสริมการรับแรงพยุงของแผ่นหลังดังรูปที่ 1.14



รูปที่ 1.13 เข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นรองรับแบบแถบ
มีส่วนเกาะยึดด้านหน้าสูงกว่าส่วนรองรับหลัง (JP2005253831, 2005)

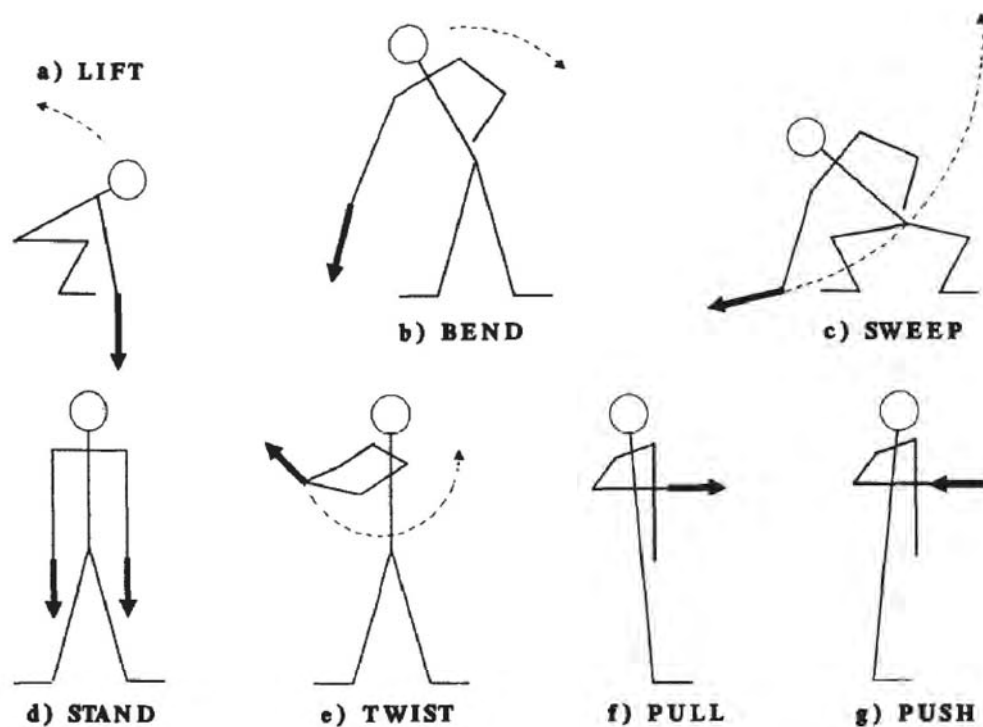


รูปที่ 1.14 เข็มขัดพยุงหลังแบบมีสายคล้องไหล่
และส่วนเกาะยึดปรับความกระชับได้ตามแถบสี (US 5,503,620, 1996)

1.2.2 การตรวจบทความ

ในขณะที่เข็มขัดพยุงหลังได้มีการออกแบบและจดสิทธิบัตรอย่างต่อเนื่องนำไปสู่การใช้งานอย่างแพร่หลายจนถึงปัจจุบัน ก็ยังมีการศึกษาวิจัยและทดสอบถึงผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อผู้สวมใส่ โดยมี

แนวทางการทดสอบและประเมินผลการใช้งานที่แตกต่างกันไป เช่น การประเมินทางชีวกลศาสตร์ การประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ การประเมินความถี่ในการหายใจ หรือการประเมินหลายองค์ประกอบร่วมกัน เช่น การเต้นของหัวใจ การเผาผลาญออกซิเจน และแรงดันเลือด นอกจากนี้ยังมีการประเมินด้วยวิธีการแพทย์อีกหลายวิธี โดยทั่วไปการทดสอบผลของเข็มขัดพยุงหลังจะควบคุมให้กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวในท่าทางที่กำหนดดังตัวอย่างในรูปที่ 1.15 แต่ท่าที่มักจะนำมาใช้บ่อย คือ ท่ายกของขึ้นจากพื้น และท่าดังกล่าวยังถูกแบ่งเป็น 2 ลักษณะคือ การยกแบบสมมาตร (symmetric) และการยกแบบไม่สมมาตร (asymmetric) ดังแสดงในรูปที่ 1.16



รูปที่ 1.15 ท่าทางการเคลื่อนไหวที่ใช้ศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลัง
(Cholewicki และ McGill, 1996)



รูปที่ 1.16 (ก) การยกแบบสมมาตร (symmetric)



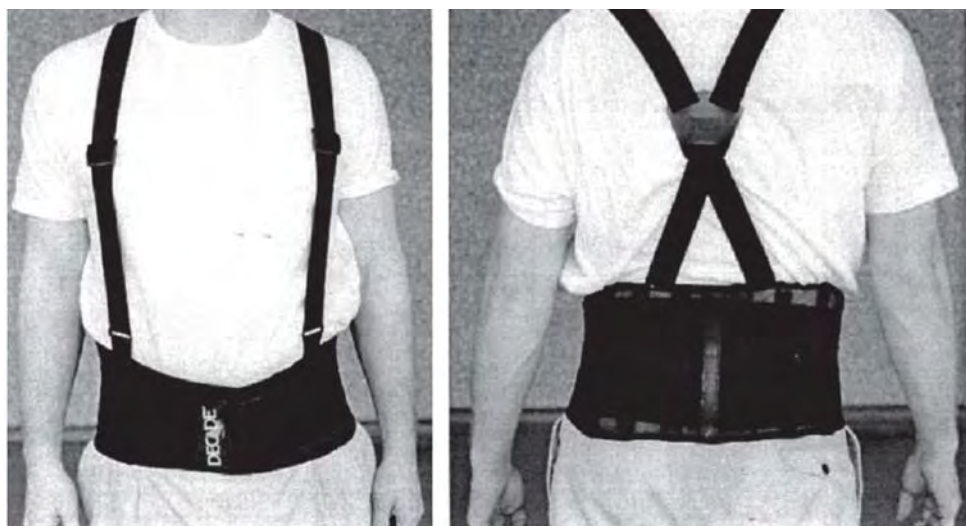
(ข) การยกแบบไม่สมมาตร (asymmetric)

รูปที่ 1.16 แสดงลักษณะท่าทางที่นิยมนำมาใช้ในการทดสอบเข็มขัดพยุงหลัง

(Shin และคณะ 2007)

จากรูปที่ 1.6 จะเห็นได้ว่าท่าทางการเคลื่อนไหวดังกล่าวมีการก้มและการโค้งตัวมาก ด้วยเหตุนี้จึงทำให้นักวิจัยหลายกลุ่มนำท่าทางดังกล่าวมาใช้ในการทดสอบเข็มขัดพยุงหลังและประเมินผล หากพิจารณาในเรื่องของการรับแรงของอวัยวะบริเวณหลังส่วนล่างจะมีอวัยวะที่เกี่ยวข้อง 3 กลุ่มคือ กล้ามเนื้อ กระดูกสันหลัง และหมอนรองกระดูกสันหลัง แม้กระดูกหลังจะเป็นโครงสร้างหลักในการรับแรงแต่เป็นอวัยวะที่แข็งแรงที่สุดจึงมีความเสี่ยงที่จะบาดเจ็บจากการรับแรงน้อยที่สุด ในงานวิจัยส่วนใหญ่จึงมักประเมินการบาดเจ็บที่เกิดกับหมอนรองกระดูกสันหลังและกล้ามเนื้อ โดยความเสี่ยงที่มีการมุ่งเป้าในการศึกษามากที่สุดคือการบาดเจ็บที่เกิดกับหมอนรองกระดูกสันหลังตั้งแต่ L5/S1 ไปจนถึง L4/L5 ซึ่งเป็นหมอนรองกระดูกสันหลังในช่วงเอว (lumbar) ในส่วนของกล้ามเนื้อมักมุ่งเน้นถึงความสามารถของเข็มขัดพยุงหลังในการลดการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณดังกล่าว ซึ่งส่วนใหญ่ประเมินจากการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ผลการศึกษาส่วนใหญ่มุ่งประเด็นไปยังผลของการบรรเทาอาการปวดและการป้องกันการปวดหลังในผู้ป่วยหรือในผู้ที่มิชอบติดการปวดหลังจากการทำงาน (Chiou และคณะ (2000))(Ammendolia และคณะ (2005)) โดย Magnusson และคณะ (1996) พบว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถลดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของหลังได้ แสดงให้เห็นถึงการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง และยังสามารถลดการลดลงของความสูง ซึ่งอาจบอกได้อีกนัยหนึ่งว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถลดแรงกดในแนวตั้งที่เกิดจากน้ำหนักของร่างกายท่อนบนและการยกได้โดยปกติกระดูกสันหลังช่วงเอว จะมีความสำคัญต่อการถ่ายโอนแรงกดและแรงเฉือนที่มาจากร่างกายส่วนบนซึ่งเกิดจากกิจวัตรประจำวัน และมีการทำงานร่วมกันระหว่างกระดูกกล้ามเนื้อ เอ็น และเนื้อเยื่อบริเวณดังกล่าว ซึ่งลักษณะที่มีความเสี่ยงต่อการมีแรงกดและโมเมนต์สูง คือ การยกของที่วางอยู่บนพื้น การลดการทำงานของกล้ามเนื้อหมายถึงการลดแรงดึงที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อ ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อการลดแรงกดที่จะเกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูกสันหลัง

Woldstad และ Sherman (1998) ได้ศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อท่าทาง ความแข็งแรง และแรงกดที่เกิดขึ้นบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L3/L4 ในขณะยกของแบบสมมาตรและไม่สมมาตรโดยใช้หลักการทางชีวกลศาสตร์เชิงสถิตแบบ 3 มิติ พบว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถลดแรงกดที่กระทำต่อหมอนรองกระดูก L3/L4 จาก 3,125 N เหลือ 2,840 N หรือลดลงประมาณ 9% รูปที่ 1.17 ได้แสดงลักษณะของเข็มขัดพยุงหลังที่ Woldstad และ Sherman (1998) ใช้ในการทดสอบ

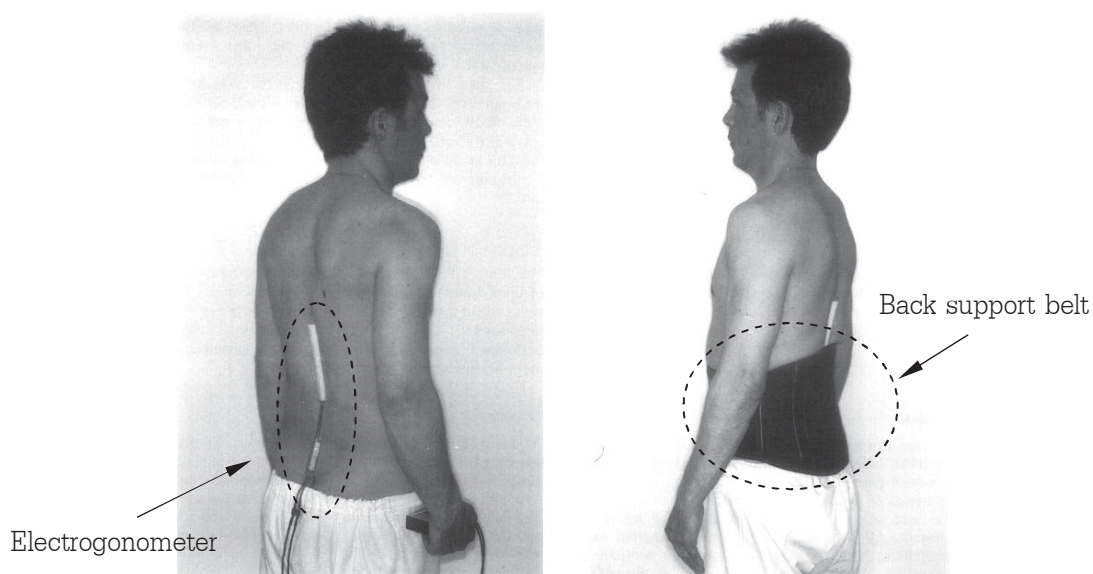


(ก)ภาพด้านหน้า

(ข)ภาพด้านหลัง

รูปที่ 1.17 แสดงลักษณะเข็มขัดพยุงหลังในการทดลองของ Woldstad และ Sherman (1998)

มีการศึกษาผลของท่าทางและการเคลื่อนไหวเมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง โดย Thoumie และคณะ (1998) ได้ศึกษาผลของการใส่เข็มขัดพยุงหลังซึ่งมีผลเชื่อมโยงไปสู่การลดการบาดเจ็บได้ ผลการศึกษาพบว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถสามารถจำกัดขอบเขตการเคลื่อนไหวของกระดูกสันหลังส่วนเอวได้ 17% โดยวัดจากเครื่องวัดมุมและการเคลื่อนไหวแบบติดตัว (electrogonometer) และลดได้ถึง 22% เมื่อมีการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่อง จากการใช้เครื่องวัดมุมและการเคลื่อนไหวแบบติดตัว และจากการ X-ray ให้ผลไปในทางเดียวกัน ซึ่งชี้ชัดว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถจำกัดการเคลื่อนไหวได้ ลักษณะเข็มขัดพยุงหลังและตำแหน่งการติดตั้ง electrogonometer ได้แสดงไว้ในรูปที่ 1.18 ในขณะที่ Newcomer และคณะ (2001) ศึกษาการเคลื่อนไหวของมนุษย์ในการคืนกลับตำแหน่งเดิม (repositioning) พบว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถปรับท่าทางการคืนกลับตำแหน่งเดิมได้ดีหลังจากก้มตัวไปด้านหน้า แ่นหลัง เอียงซ้ายและเอียงขวา การคืนตำแหน่งเดิมของลำตัวทั้งผู้ช่วยที่มีการบาดเจ็บหลังส่วนล่างและบุคคลปกติจะดีขึ้นเมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง เข็มขัดพยุงหลังก็ย้งทำหน้าที่ดังกล่าวได้เป็นอย่างดี มีนัยสำคัญเมื่อใส่ต่อเนื่องเป็นระยะเวลา 2 ชั่วโมง ลักษณะของเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในการทดสอบได้แสดงไว้ในรูปที่ 1.19



รูปที่ 1.18 ตำแหน่งในการติดตั้ง Electrogonometer และการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง
ในการทดลองของ Thoumie และคณะ (1998)



รูปที่ 1.19 ลักษณะของเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้สวมใส่ในการทดลองของ Newcomer และคณะ (2001)

นอกจากมีการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อลักษณะทางกายภาพและท่าทางการเคลื่อนไหวแล้ว Bobick และคณะ (2001) ได้ศึกษาการเปลี่ยนแปลงของระบบภายในร่างกาย เช่น อัตราการเต้นของหัวใจ การเผาผลาญออกซิเจน แรงดันเลือด systolic และ diastolic และความถี่ในการหายใจที่เกิดจากการยกของ ในขณะที่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง โดยใช้กลุ่มตัวอย่าง 30 คน เคลื่อนไหวแบบไม่สมมาตรดังรูปที่ 1.20 ยกกล่องขนาด 9.4 kg ขึ้นจากพื้น พบว่ามีเพียงความถี่ในการหายใจที่เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเท่านั้น ในปัจจุบันเข็มขัดพยุงหลังมีที่ใช้กันหลายรูปแบบ Granata และคณะ (1997) ได้สรุปผลการเปรียบเทียบระหว่างการใส่เข็มขัดพยุงหลังประเภท

ต่างๆ 3 แบบ คือ Nylon Elastic belt, Leather weightlifting style belt และ Fabric belt รวมไปถึงการเปรียบเทียบกับกรณีที่ไม่ได้ใส่เข็มขัดพยุงหลัง โดยพิจารณาจากการเคลื่อนไหวของลำตัว ความเร็วและความแรงที่เกิดขึ้นในขณะยกกล่อง โดยเข็มขัดพยุงหลังแบบ Nylon Elastic belt สามารถลดการเคลื่อนไหวของลำตัว ความเร็วและความแรงที่เกิดขึ้นได้สูงที่สุด และสามารถลดแรงกดที่เกิดขึ้นในกระดูกสันหลังได้ดีที่สุด ซึ่งหมายถึงการลดความเสี่ยงที่จะเกิดการบาดเจ็บกับหลังส่วนล่างได้ ความตึงของเข็มขัดพยุงหลังก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังโดยตรงซึ่ง Jorgensen และ Marras (2000) ได้ศึกษาการควบคุมความตึงของเข็มขัดพยุงหลัง 3 ค่า คือ 44.5 N 66.7 N และ 89.0 N ที่สภาวะการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว 3 ระดับการยืดตัว (25%, 50% และ 75% MVC, (Maximum Voluntary Contraction)) ปรากฏว่าความตึงในเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 3 เงื่อนไขมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงการทำงานของกล้ามเนื้อน้อยมาก

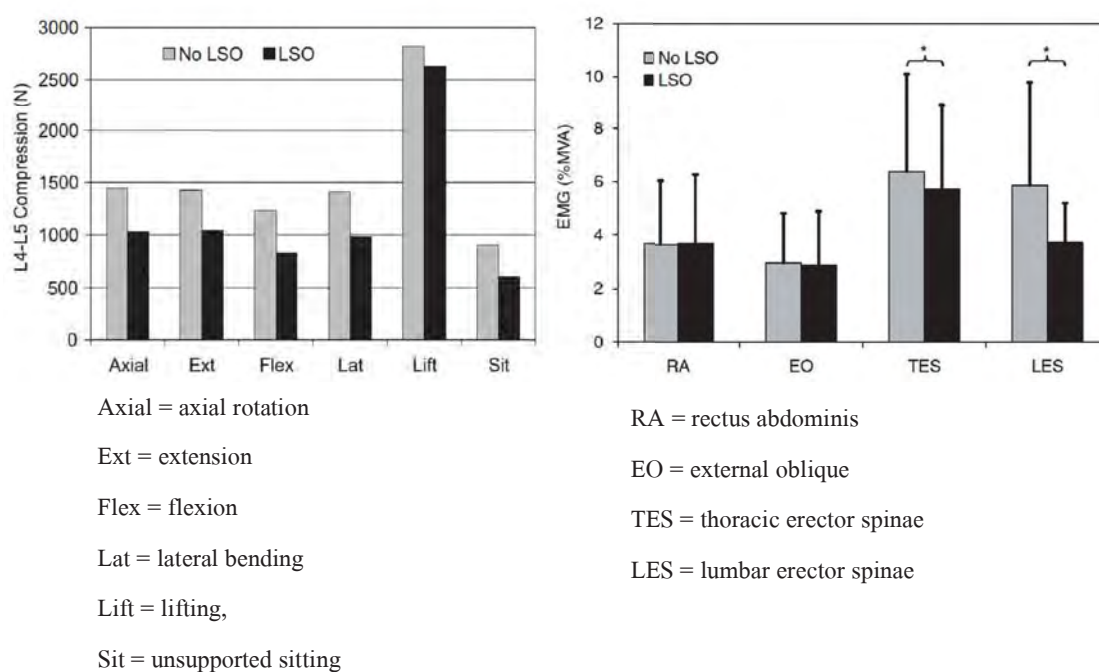


รูปที่ 1.20 แสดงลักษณะการยกของในการทดลองของ Bobick และคณะ (2001)

นอกจากเข็มขัดพยุงหลังโดยทั่วไปแล้วยังมีเข็มขัดพยุงหลังที่เรียกว่า Lumbosacral orthoses (LSO) ดังแสดงในรูปที่ 1.21 ซึ่งทำหน้าที่เช่นเดียวกับเข็มขัดพยุงหลัง และสามารถช่วยลดแรงกดที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลังและลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ซึ่งศึกษาโดย Cholewicki (2004) และ Cholewicki และคณะ (2007) ต่อมา Cholewicki และคณะ (2010) จึงได้ศึกษาถึงผลของ LSO ที่มีต่อผลการทำงานของกล้ามเนื้อเมื่อใช้งาน 3 ชั่วโมงต่อวันติดต่อกัน 3 สัปดาห์ โดยการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อพบว่า LSO สามารถเพิ่มค่าความแข็งแรงให้กับลำตัวได้อย่างมีนัยสำคัญและไม่มีผลต่อประสาทกล้ามเนื้อ



รูปที่ 1.21 ลักษณะของ LSO ในการทดสอบของ Cholewicki และคณะ (2010)



(ก) ผลการลดแรงกดต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L4-L5

(Cholewicki, 2004)

(ข) ผลการลดการทำงานกล้ามเนื้อ (EMG)

(Cholewicki และคณะ, 2007)

รูปที่ 1.22 ผลของ LSO เมื่อทดสอบการใช้งาน

จากรูปที่ 1.22 เป็นผลจากการทดสอบการใช้งาน LSO ซึ่งเป็นอุปกรณ์พยุงหลังชนิดหนึ่งและแสดงให้เห็นว่าสามารถลดแรงกดต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L4-L5 เฉลี่ยประมาณ 355 N (Cholewicki, 2004) และผลการลดการทำงานกล้ามเนื้อได้อย่างชัดเจน Magnusson และ Pope (1996) ได้ศึกษาผลทางชีวกลศาสตร์เชิงบวกของเข็มขัดพยุงหลังต่อผู้สวมใส่ โดยใช้เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ (Electromyography, EMG) บริเวณกล้ามเนื้อใกล้บริเวณท้อง (dorsal muscles) พบว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถลดสัญญาณกล้ามเนื้อบริเวณดังกล่าว

ลงได้และช่วยลดการสูญเสียความสูง (height loss) เมื่อวัดด้วย Stadiometer และพบว่าเข็มขัดพยุงหลังช่วยเพิ่มความสามารถในการยกของอีกด้วย

จะเห็นได้ว่าการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) เป็นวิธีที่สามารถวัดการทำงานของกล้ามเนื้อได้โดยตรง และเป็นวิธีที่นิยมใช้ในการศึกษาถึงผลของเข็มขัดพยุงหลัง ในขณะที่การวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ก็เป็นอีกวิธีการหนึ่งที่ใช้ในการวิเคราะห์ถึงปริมาณแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อและหมอนรองกระดูกสันหลังส่วนล่างได้ ซึ่งนำไปสู่การประเมินความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้นกับร่างกาย

1.3 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1.3.1 เพื่อศึกษาชีวกลศาสตร์บริเวณหลังส่วนล่างของมนุษย์และความสัมพันธ์ของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง ของผู้สวมใส่เมื่อเคลื่อนไหวในท่าทางต่างๆ

1.3.2 เพื่อพัฒนาแผ่นยางให้มีรูปร่าง ขนาด ความยืดหยุ่นและตำแหน่งติดตั้งที่เหมาะสมสำหรับเข็มขัดพยุงหลังและเพื่อให้สอดคล้องกับการใช้งานในขณะสวมใส่

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 ทราบถึงลักษณะทางกายภาพของกระดูกสันหลังและกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างโดยเฉพาะกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างซึ่งเป็นอวัยวะที่จะทำการศึกษาและเก็บข้อมูล ในขณะที่กล้ามเนื้อดังกล่าวกำลังทำงานตามเงื่อนไขที่กำหนดขึ้น (ท่าทางการเคลื่อนไหว)

1.4.2 ได้แบบจำลองของรูปร่างหลังส่วนล่างสำหรับนำไปใช้ในการออกแบบวัสดุรองรับในเข็มขัดพยุงหลัง

1.4.3 เพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยที่มีอาการบาดเจ็บบริเวณหลังช่วงล่าง (Low back -pain) โดยการใช้เข็มขัดพยุงหลังที่ได้พัฒนาขึ้น

1.4.4 เพิ่มทางเลือกการใช้ยางธรรมชาติในทางการแพทย์ โดยขึ้นส่วนสำคัญที่เป็นส่วนช่วยลดอาการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างจะทำการขึ้นรูปจากยางธรรมชาติ

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

โครงการวิจัยนี้ศึกษาลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างเพื่อมุ่งเน้นที่จะลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังและกระดูกสันหลังส่วนล่าง อันจะเป็นการช่วยป้องกันอาการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้นกับอวัยวะบริเวณดังกล่าวจากการยกของ โดยมีขอบเขตของการศึกษาวิจัยดังนี้

1.5.1 เข็มขัดพยุงหลังที่ศึกษาเปรียบเทียบกับเข็มขัดพยุงหลังชนิดที่วางจำหน่ายในร้านขายอุปกรณ์การแพทย์และโรงพยาบาล โดยมีแผ่นหรือแถบรองรับเป็นพลาสติกแข็งหรือแถบโลหะแข็ง (ยี่ห้อ Mio tech รุ่น LS support และรุ่น Back support)

1.5.2 กลุ่มตัวอย่างเป็นชาย อายุระหว่าง 20 ถึง 40 ปี มีการบันทึกประวัติในกรณีที่น่าสนใจ มีประวัติการปวดหลังหรือเคยได้รับการรักษาอาการปวดหลังมาก่อน พร้อมทั้งบันทึกค่าดัชนีมวลกาย (BMI)

1.5.3 ทดสอบการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้สวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง เมื่อมีการะน้ำหนักทดสอบไม่เกิน 20 kg ซึ่งมีขีดจำกัดในการเคลื่อนไหวอยู่ภายใต้ความปลอดภัยตามแนวทางของ NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health)

บทที่ 2

ทฤษฎี

เข็มขัดพยุงหลังเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ซึ่งใช้ในงานในเชิงรักษาและป้องกันอาการบาดเจ็บที่จะเกิดขึ้นกับอวัยวะบริเวณหลังส่วนล่าง ในการพัฒนาเข็มขัดพยุงหลังและแผ่นรองรับจะต้องอาศัยศาสตร์หลายสาขา ได้แก่

1) กลศาสตร์วัสดุ (mechanics of materials) เป็นศาสตร์ที่มีความเกี่ยวเนื่องกับพฤติกรรมเชิงกลของแผ่นรองรับในเข็มขัดพยุงหลังซึ่งมีแผ่นยางรับมีหน้าที่รับแรงกดและแถบโลหะมีหน้าที่รับแรงดัด (bending)

2) ชีวกลศาสตร์ (biomechanics) เป็นศาสตร์ที่ว่าด้วยปฏิกิริยาของร่างกายที่ตอบสนองต่อแรงทั้งจากภายในร่างกายและทั้งที่รับจากภายนอก ร่างกายในวัยผู้ใหญ่ในร่างกายต้องมีการส่งผ่านแรงและโมเมนต์จากแรงกระทำดังกล่าวเพื่อให้ร่างกายอยู่ในสภาวะสมดุลแรง

3) วัสดุศาสตร์ (materials science) มีความเกี่ยวข้องกับการนำยางธรรมชาติมาพัฒนาคุณสมบัติความยืดหยุ่นเพื่อใช้เป็นวัสดุรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง

4) สรีรศาสตร์ (physiology) เป็นส่วนของการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ด้วยการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography, EMG)

ในขณะที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวเมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง แถบโลหะรองรับเป็นชิ้นส่วนหลักที่ทำหน้าที่ในการรับแรงในเข็มขัดพยุงหลัง พฤติกรรมของแถบโลหะรองรับสามารถตรวจสอบได้จากการใช้เกจวัดความเครียด ซึ่งแถบโลหะที่ติดตั้งเกจวัดความเครียดมีความสัมพันธ์กันทางกล และจากความสัมพันธ์ดังกล่าวทำให้ทราบถึงพฤติกรรมเชิงกลของแถบโลหะรองรับในเข็มขัดพยุงหลังในขณะใช้งานได้

2.1 แถบโลหะรองรับและเกจวัดความเครียด (strain gage)

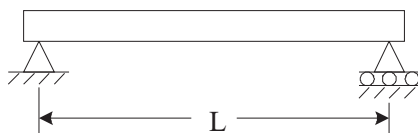
2.1.1 แถบรองรับในเข็มขัดพยุงหลัง

แถบรองรับภายในเข็มขัดพยุงหลังมักทำจากวัสดุชนิดใดชนิดหนึ่ง ซึ่งวัสดุที่นิยมนำมาทำแถบรองรับมักทำมาจากวัสดุ 2 กลุ่มได้แก่

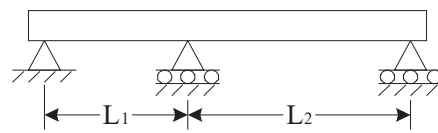
1) พลาสติกแข็ง เช่น พอลิเอทิลีน (PE) ซึ่งมีสีขาวขุ่นโปร่งแสงมีความเหนียวสูงและให้ตัวได้ดี (flexible) วัสดุรองรับประเภทนี้ใช้กับเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในโรงงานอุตสาหกรรมหรือพนักงานบริษัทที่ต้องเคลื่อนไหวลำตัวในการยก ลาก ดึงหรือดันสิ่งของ ซึ่งพนักงานสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างสะดวกเพราะมีการจำกัดการเคลื่อนไหวจากแถบรองรับในปริมาณที่น้อย

2) โลหะ เช่น เหล็ก และอะลูมิเนียม แพทย์จะแนะนำให้ผู้ป่วยใส่เข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบรองรับประเภนี้ เพราะสามารถรับแรงและจำกัดการเคลื่อนไหวได้ในปริมาณที่มากกว่าวัสดุประเภทพลาสติก ซึ่งจะเป็นผลดีต่อการจำกัดการเคลื่อนไหวได้มากกว่า

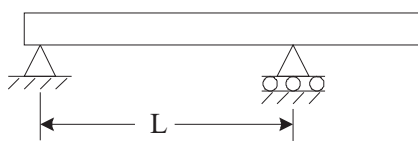
ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาแถบรองรับที่ทำจากโลหะเพื่อหวังผลในการจำกัดการเคลื่อนไหวในขณะที่สามารถสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังได้อย่างสบาย โดยในขั้นสุดท้ายแถบโลหะซึ่งมีหน้าที่รับแรงดัดจะทำงานร่วมกับแผ่นยางรองรับซึ่งทำหน้าที่รับแรงกด แถบโลหะรองรับในเข็มขัดพยุงหลังมีลักษณะเป็นแถบแบนโค้งตามแนวของหลังส่วนล่างและแนบกับแผ่นหลัง แถบรองรับดังกล่าวจะรับแรงดัดเมื่อลำตัวมีการเคลื่อนไหว หากพิจารณาพฤติกรรมการรับแรงของแถบรองรับแล้วจะพบว่า มีลักษณะคล้ายคาน (beam) ซึ่งคานเป็นชิ้นส่วนทางกลที่ถูกออกแบบให้รับแรงดัดโดยมีจุดรองรับหรือจุดยึดหลายรูปแบบตั้งแต่หนึ่งจุดหรือมากกว่านั้น ซึ่งในรูปที่ 2.1 ได้แสดงลักษณะคานและรูปแบบของจุดรองรับอย่างง่ายของคานที่นิยมนำมาใช้งาน



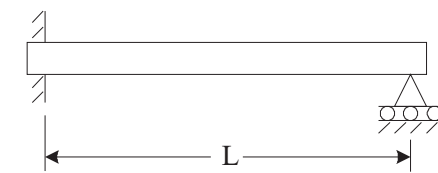
(ก) Simply supported beam



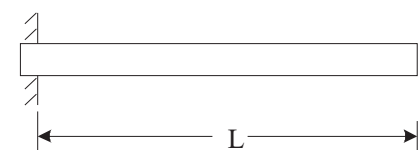
(ง) Continuous beam



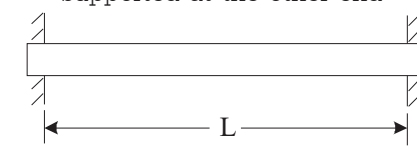
(ข) Overhanging



(จ) Beam fixed at one end and simply supported at the other end



(ค) Cantilever beam

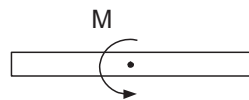


(ฉ) Fixed beam

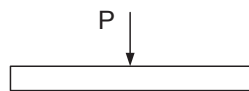
รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะคานแบบที่นิยมนำมาใช้งาน (Beer และคณะ 2006)

คานในรูปที่ 2.1 (ก) (ข) และ (ค) เป็นคานแบบ Statically Determinate Beams จะมีตัวแปรไม่ทราบค่า 3 ตัว ซึ่งสามารถคำนวณได้โดยใช้วิธีสถิตศาสตร์ (statics) ในรูปที่ 2.1 (ง) (จ) และ (ฉ) เป็นลักษณะคานที่มีตัวแปรไม่ทราบค่ามากกว่า 3 ตัว ซึ่งไม่สามารถคำนวณได้ด้วยวิธีสถิตศาสตร์เพียงอย่างเดียว อย่างไรก็ตาม เมื่อพิจารณารูปแบบของคานในรูปที่ 2.1 แล้วย้อนกลับมาดูพฤติกรรมของแถบโลหะรองรับ สามารถสรุปได้ว่าคานในลักษณะ Cantilever beam มีความสอดคล้องกับแถบโลหะรองรับมากที่สุด เนื่องจากการยึดปลายข้างหนึ่ง

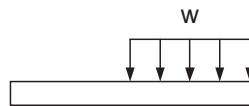
เอาไว้ ซึ่งสามารถรับโมเมนต์ได้ เช่นเดียวกับแถบรองรับที่อยู่ในเข็มขัดพุงหลังที่ถูกยึดปลายด้านล่างไว้บริเวณ สะโพกและมีแรงที่มากกระทำต่อแผ่นโลหะไปในทิศทางเดียวกัน จะแตกต่างจากรูปที่ 2.1 (ค) ตรงที่แถบโลหะ รองรับมีลักษณะโค้งสอดรับกับแนวโค้งของหลัง นอกจากลักษณะของแถบรองรับแล้วลักษณะของแรงที่มากกระทำ ก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อพฤติกรรมของคานหรือแถบรองรับ ซึ่งลักษณะแรงกระทำที่เกิดขึ้นกับคานนั้นโดยพื้นฐาน จะมี 5 ลักษณะดังได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.2



(ก) Moment load



(ข) Point load



(ค) Constant distributed loads



(ง) Linear distributed loads

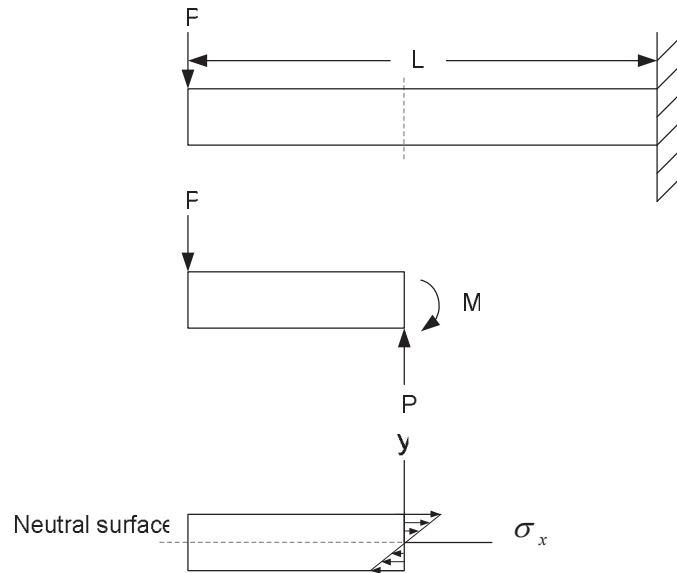


(จ) Other distributed loads

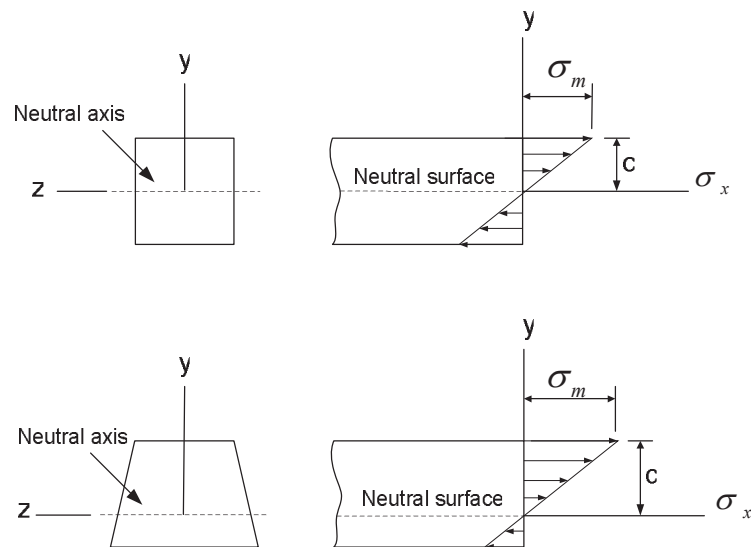
รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะแรงที่กระทำต่อคาน (Beer และคณะ 2006)

จากรูปที่ 2.2 แสดงลักษณะแรงที่กระทำต่อคานอันได้แก่ โมเมนต์ (moment load) แรงแบบ จุด (point load) กรณีที่มีมากกว่าหนึ่งแรง เช่น แรงกระจายแบบสม่ำเสมอ (constant distributed loads) แรงกระจายไม่สม่ำเสมอมีการเปลี่ยนแปลงปริมาณแรงแบบคงที่ (linear distributed loads) และแรงกระจายไม่สม่ำเสมอไม่การเปลี่ยนแปลงปริมาณแรงแบบอื่นๆ (other distributed loads) นอกจากแรงกระทำทั้ง 5 ลักษณะ ดังกล่าวที่ได้แสดงในรูปที่ 2.2 แล้วยังมีลักษณะของแรงแบบผสมผสาน (combined loads) คือ มีแรงกระทำ มากกว่าหนึ่งรูปแบบ คานซึ่งเป็นชิ้นส่วนที่ถูกออกแบบมาเพื่อรับแรงดัด เมื่อมีแรงมากกระทำซึ่งอาจสอดคล้องกับรูป ที่ 2.2 หรือไม่ก็ตาม แรงดัดที่เกิดขึ้นดังกล่าวจะส่งผลทำให้เกิดแรงต้านภายในวัสดุหรือแรงต้านภายในคานซึ่งอาจ มองได้ในรูปของความเค้น (stress) อาจสามารถอธิบายได้จากรูปที่ 2.3 ซึ่งเป็นคานแบบ cantilever และรับแรง แบบ point load กดลงตรงปลายด้านบนของคาน ทำให้โมเมนต์ภายในมีค่าเป็นลบ ดังนั้นส่วนที่อยู่เหนือ Neutral

surface จึงรับแรงดึงซึ่งเรียกว่า ความเค้นดึง (tensile stress) และความเค้นดึงนี้จะมีค่าสูงสุดที่ตำแหน่งห่างจาก Neutral surface มากที่สุด ตำแหน่งนั้นคือ ผิวด้านบนสุดของคาน ส่วนที่อยู่ต่ำกว่า Neutral surface จะรับแรงกดซึ่งเรียกว่า ความเค้นกด (compressive stress) และความเค้นกดสูงสุดจะเกิดที่ผิวด้านล่างสุดของคาน จากลักษณะพฤติกรรมดังกล่าวจึงได้แสดงลักษณะของแรงที่เกิดขึ้นภายในคานไว้ในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.3 แสดงลักษณะแรงที่เกิดขึ้นภายในคาน



รูปที่ 2.4 แสดงความเค้นที่เกิดขึ้นภายในคานเมื่อโมเมนต์มีค่าเป็นลบ

จากรูปที่ 2.4 แสดงให้เห็นถึงความเค้นที่เกิดขึ้นภายในคานเมื่อโมเมนต์มีค่าเป็นลบ ซึ่งนอกจากปริมาณแรงที่มากระทำแล้วพื้นที่หน้าตัดของคานก็เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อค่าความเค้นที่เกิดขึ้นบนคาน โดย

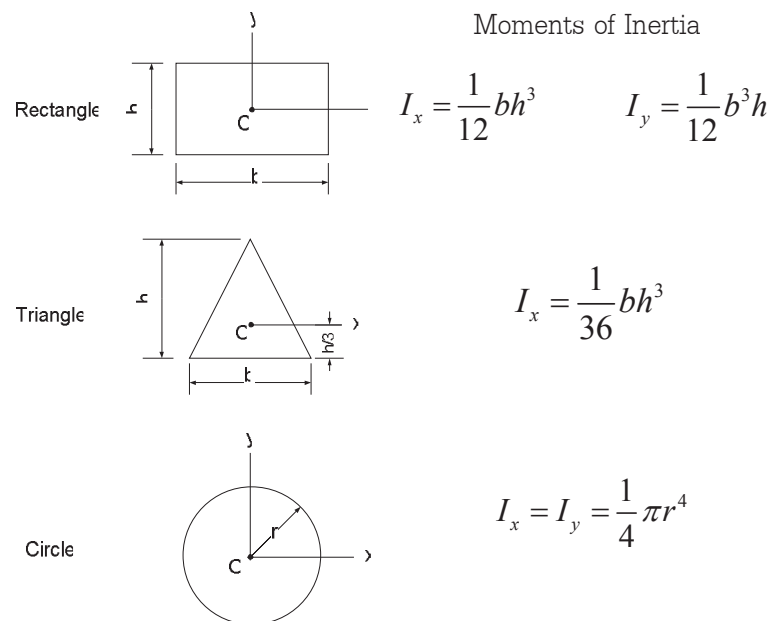
ลักษณะพื้นที่หน้าตัดของคานจะมีผลต่อค่าโมเมนต์ความเฉื่อย (area moment of inertia) และโมเมนต์ความเฉื่อยนี้จะเป็นตัวแปรสำคัญที่ใช้ในการคำนวณเพื่อหาความเค้นที่เกิดขึ้นบนคานได้ โดยคานที่มีพื้นที่หน้าตัดที่เท่ากันแต่มีรูปร่างของหน้าตัดไม่เหมือนกันก็จะมีค่าโมเมนต์ความเฉื่อยที่ไม่เท่ากัน ซึ่งสามารถหาได้จากสมการที่ (2.1) และ (2.2) จากสมการดังกล่าวนำไปสู่สูตรการคำนวณหาโมเมนต์ความเฉื่อยของหน้าตัดแบบพื้นฐานของคาน ซึ่งขึ้นกับตัวแปรของขนาดดังแสดงในรูปที่ 2.5

$$I_x = \int y^2 dA \quad (2.1)$$

$$I_y = \int x^2 dA \quad (2.2)$$

โดยที่

- I_x คือ โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกน x (m^4)
- I_y คือ โมเมนต์ความเฉื่อยรอบแกน y (m^4)
- x คือ ระยะตั้งฉากจากแกน y ถึงพื้นที่ dA (m)
- y คือ ระยะตั้งฉากจากแกน x ถึงพื้นที่ dA (m)
- A คือ พื้นที่หน้าตัด (m^2)



รูปที่ 2.5 แสดงการหาโมเมนต์ความเฉื่อยของหน้าตัดคาน 3 แบบ

ปัจจัยที่มีความเกี่ยวเนื่องในการวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นบนจุดใดจุดหนึ่งของคานเมื่อรับแรงดัดประกอบด้วย ลักษณะของจตุรกรรับหรือจุดยึดของคาน รูปแบบแรงที่มากระทำ พื้นที่หน้าตัดหรือโมเมนต์ความเฉื่อย และระยะห่างของตำแหน่งที่ต้องการวิเคราะห์เทียบกับ Neutral surface ปัจจัยต่างๆ เหล่านี้สามารถเขียนอยู่ในรูปของสมการความสัมพันธ์ดังนี้

$$\sigma_m = \frac{Mc}{I} \quad (2.3)$$

$$\sigma_x = -\frac{My}{I} \quad (2.4)$$

กำหนดให้ค่า Elastic section modulus $= S = \frac{I}{c}$

$$\sigma_m = \frac{M}{S} \quad (2.5)$$

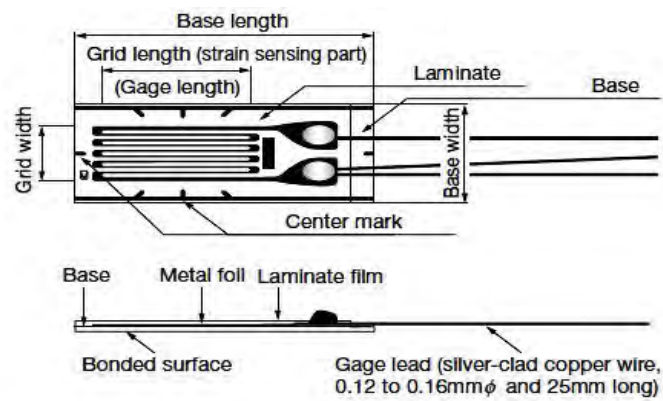
สำหรับคานาที่มีหน้าตัดเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า

$$S = \frac{\frac{1}{12}bh^3}{\frac{1}{2}h} = \frac{1}{6}bh^2 = \frac{1}{6}Ah \quad (2.6)$$

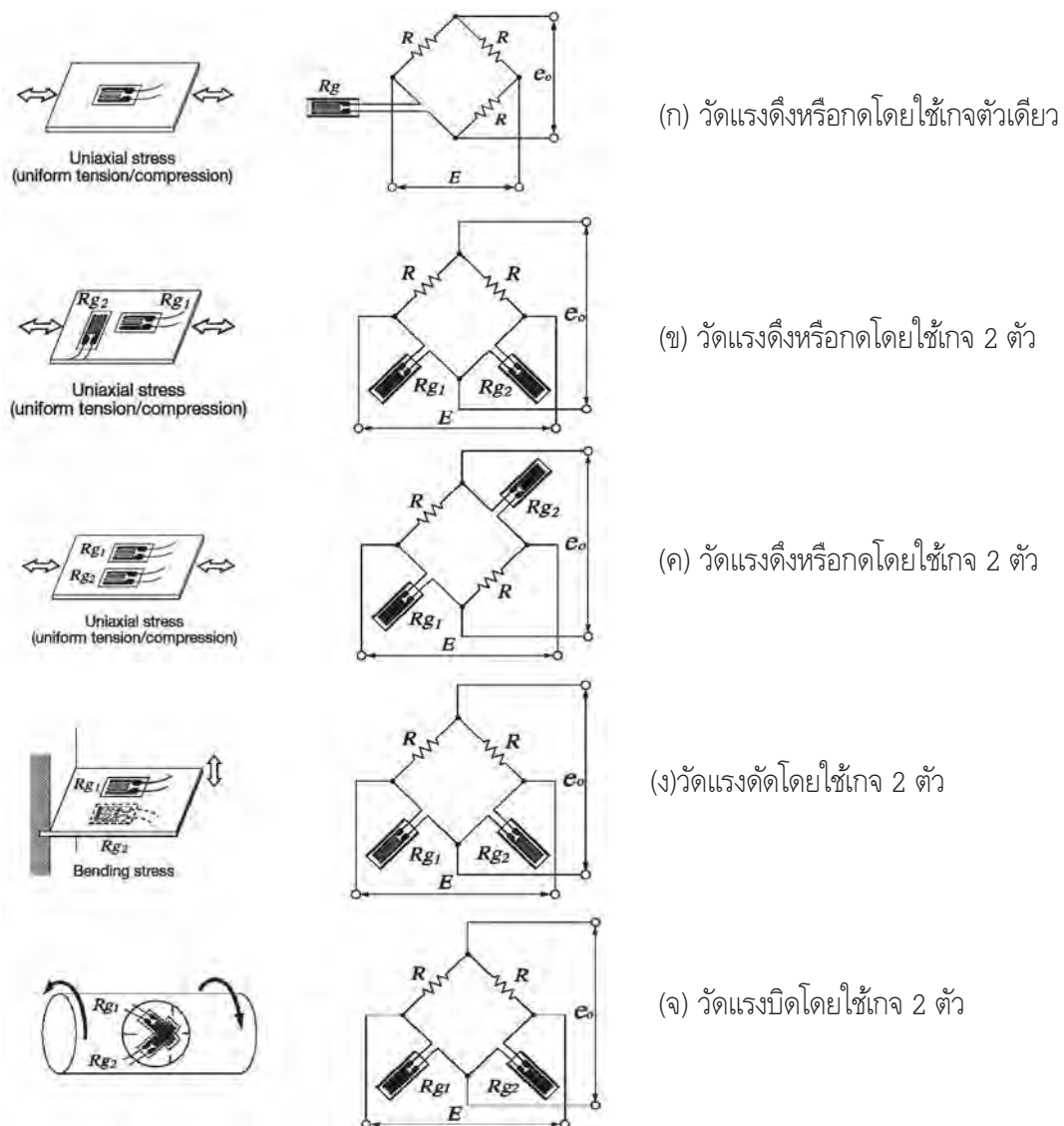
โดยที่	σ_m	คือ ค่าความเค้นสูงสุดในแนวแกน x (Pa)
	σ_x	คือ ค่าความเค้นที่จุดใดๆ ในแนวแกน x (Pa)
	M	คือ โมเมนต์ (N-m)
	I	คือ โมเมนต์ความเฉื่อย (m^4)
	c	คือ ระยะห่างสูงสุดจาก Neutral surface โดยตั้งฉากกับแกน x (m)
	y	คือ ระยะห่างที่จุดใดๆ จาก Neutral surface โดยตั้งฉากกับแกน x (m)
	S	คือ ค่า setion modulus ของคานา (m^3)

2.1.2 เกจวัดความเครียด (strain gage)

เกจวัดความเครียดหรือสเตรนเกจ (strain gage) เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดความเครียดที่เกิดขึ้นบนวัสดุที่มีลักษณะแข็งเช่น โลหะต่างๆ อโลหะ รวมถึงพลาสติก ลักษณะโดยทั่วไปของเกจวัดความเครียดได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.6 เกจวัดความเครียดมีลักษณะบางสามารถวัดการยืดตัวหรือความเครียดที่เกิดขึ้นบนวัสดุได้ โดยการติดเกจวัดความเครียดลงบนตำแหน่งที่ต้องการวัด และป้อนกระแสไฟฟ้าเพื่อวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าที่ออกมาซึ่งอยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้า ภายในเกจวัดความเครียดมีเส้นโลหะขดไปมาซึ่งจะยืดหรือหดตัวตามพฤติกรรมของวัสดุที่ต้องการวัด การยืดหรือหดตัวดังกล่าวทำให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าของเส้นโลหะมีการเปลี่ยนแปลง ซึ่งทำให้ค่าแรงดันไฟฟ้าที่วัดได้มีการเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย การจ่ายกระแสไฟฟ้าเข้าสู่เกจวัดความเครียดและการวัดสัญญาณไฟฟ้าต้องผ่านวงจรบริดจ์ ซึ่งลักษณะการรับแรงของวัสดุที่แตกต่างกันก็ต้องใช้วงจรบริดจ์ที่ต่างกัน รูปที่ 2.7 แสดงลักษณะการใช้งานของเกจวัดความเครียดและตัวอย่างวงจรบริดจ์ที่ใช้งานร่วมกับเกจวัดความเครียด



รูปที่ 2.6 แสดงลักษณะเกจวัดความเครียด แบบ KFG ของ KYOWA



รูปที่ 2.7 แสดงลักษณะการใช้งานของเกจวัดความเครียดและตัวอย่างวงจรบริดจ์ที่ใช้กันร่วมกับ
เกจวัดความเครียด

เนื่องจากเกจวัดความเครียดมีหลายขนาดและหลายรูปแบบจึงต้องเลือกใช้ให้สอดคล้องกับการใช้งาน ปัจจัยสำคัญในการเลือกใช้เกจวัดความเครียดได้แก่

1) ลักษณะของแรงที่กระทำต่อวัสดุ เช่น การวัดแรงในแนวแกนอาจใช้เกจวัดความเครียดเพียงตัวเดียวก็เพียงพอ และหากเป็นการวัดแรงบิดที่เกิดขึ้นบนเพลาลำบากจำเป็นต้องใช้เกจวัดความเครียดแบบ 2 ตัวท่ามุมต่อกันเป็นมุม 90° เป็นต้น

2) ปริมาณการยืดตัวของวัสดุ ซึ่งจะมีผลต่อการยืดตัวของ Gage length ของเกจวัดความเครียด คือ ในงานที่มีการยืดหรือหดตัวเป็นระยะสั้นๆ หรือพื้นที่ในการติดน้อยๆ ก็ควรใช้ Gage length ที่มีค่าน้อย

สัญญาณที่ออกจากเกจวัดความเครียดคือแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงตามการยืดหรือหดตัวของวัสดุ และขึ้นอยู่กับแรงดันไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้น สัญญาณดังกล่าวจะต้องผ่านการแปลงเป็นความเค้นหรือความเครียดที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งที่เกจวัดความเครียดติดตั้ง สำหรับการวัดโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนคานที่รับแรงดัดโดยใช้เกจวัดความเครียดจำนวน 2 ตัวดังได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.7 (ง) และสามารถคำนวณความเค้น ความเครียดรวมถึงโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับตำแหน่งที่ติดเกจวัดความเครียดไว้โดยใช้สมการดังต่อไปนี้

แรงดันไฟฟ้าที่อ่านได้จากวงจรบริดจ์

$$e_0 = \frac{E_0}{2} K_s \cdot \varepsilon_0 \quad (2.7)$$

ความเค้นที่วัดได้จากการใช้เกจ 2 ตัว

$$\sigma = E \frac{\varepsilon_0}{2} \quad (2.8)$$

จากสมการที่ (2.5) และ (2.8) จะได้

$$\varepsilon_0 = \frac{2M}{ES} \quad (2.9)$$

จากสมการที่ (2.7) และ (2.9) จะได้

$$M = \frac{ESe_0}{E_0 K_s} \quad (2.10)$$

โดยที่	σ	คือ ค่าความเค้น (Pa)
	ε_0	คือ ค่าความเครียด
	M	คือ โมเมนต์ (N-m)
	E	คือ ค่า Young's modulus ของคาน (Pa)
	K_s	คือ ค่าคงที่เฉพาะของเกจวัดความเครียด
	E_0	คือ แรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้แก่วงจร (V)
	e_0	คือ แรงดันไฟฟ้าที่วัดได้ (V)
	S	คือ ค่า setion modulus ของคาน (m^3)

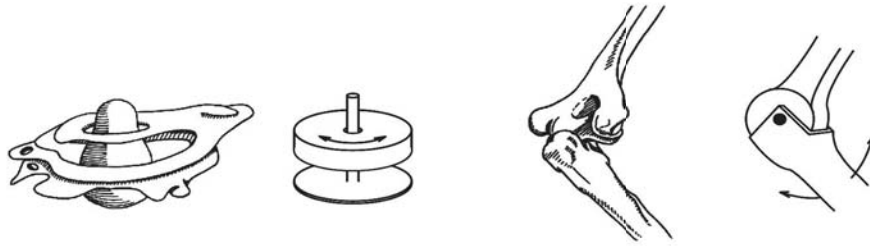
ค่าโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในแถบโลหะในเข็มขัดพุงหลังคำนวณได้จากสมการที่ (2.10) สามารถนำไปคำนวณแรงที่เกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูกสันหลังและกล้ามเนื้อหลังตามหลักชีวกลศาสตร์ได้

2.2 หลักชีวกลศาสตร์

แนวทางในการประเมินการชนเคลื่อนย้ายของด้วยมือ (Manual Materials Handling, MMH) โดยทั่วไปมีวิธีการที่นำมาใช้ 4 แนวทางด้วยกันคือ

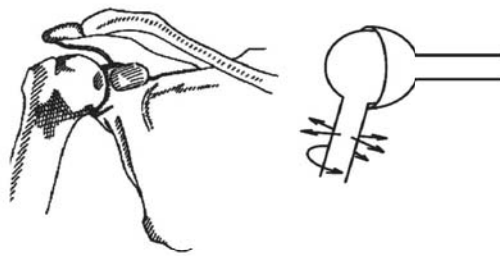
- 1) การประเมินโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์ (Biomechanical Approach) เพื่อวิเคราะห์แรงกดบนหมอนรองกระดูกสันหลัง
- 2) การประเมินโดยใช้การพิจารณาความสามารถทางสรีระวิทยา (Physiological Approach) เป็นการวิเคราะห์จากปริมาณการใช้ออกซิเจนหรือการใช้พลังงานของร่างกาย
- 3) การประเมินโดยใช้ความพึงพอใจหรือความรู้สึกที่เกี่ยวข้องทางร่างกายและจิตใจ (Psychophysical Approach) เป็นการสอบถามหรือให้ผู้ปฏิบัติงานเลือกลักษณะงานตามความพึงพอใจเพื่อหาระดับภาระงานที่ยอมรับได้
- 4) การติดตามผลกระทบในระยะยาว (Epidemiological Approach) เป็นการติดตามดูว่าการเพิ่มจำนวนของผู้บาดเจ็บจากการทำงานเพิ่มขึ้นหรือไม่

ในขั้นตอนของการศึกษาทางชีวกลศาสตร์ในงานในงานวิจัยนี้ใช้แนวทางในการประเมิน 2 แนวทางคือ แนวทางแรกเป็นการประเมินโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์ แนวทางที่สองคือการประเมินโดยใช้ความพึงพอใจหรือความรู้สึกที่เกี่ยวข้องทางร่างกายและจิตใจ ซึ่งอาศัยแบบสอบถามเพื่อให้อาสาสมัครกรอกข้อมูลเพื่อทราบถึงความพึงพอใจของเข็มขัดพุงหลังแบบต่างๆ แนวทางการประเมินโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์จะอาศัยหลักของกลศาสตร์สถิต (statics) มาใช้วิเคราะห์การตอบสนองของร่างกายต่อภาระแรง และโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในขณะเคลื่อนไหวในท่าทางต่างๆ โดยขีดจำกัดสูงสุดทางชีวกลศาสตร์ของบุคคลใดบุคคลหนึ่งอาจบอกได้ด้วยกำลังกล้ามเนื้อสูงสุดที่เกิดขึ้นเพื่อรักษาสสมดุลแรงให้เกิดขึ้นบนร่างกาย แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์ในขณะทำงานมักวิเคราะห์ในรูปแบบของสมการทางคณิตศาสตร์ที่มาจากกฎของนิวตัน (Newton's Laws) ซึ่งใช้ในการวิเคราะห์วัตถุแข็งเกร็ง (Rigid bodies) ในที่นี้คือโครงสร้างของร่างกายในส่วนที่เป็นกระดูก โดยมีการส่งผ่านแรงและโมเมนต์จากชิ้นส่วนหนึ่งไปยังชิ้นส่วนหนึ่งผ่านข้อต่อของร่างกายซึ่งมีการเคลื่อนไหวได้หลายทิศทาง (degree of freedom, dof) แตกต่างกันไปตามลักษณะทางกายภาพของข้อต่อนั้นๆ ดังแสดงในรูปที่ 2.8 ในการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นจำเป็นต้องมีจุดอ้างอิงเพื่อนำไปสู่การกำหนดเงื่อนไขของการเคลื่อนไหว สำหรับร่างกายของมนุษย์แล้วมีการกำหนดจุดอ้างอิงหรือระนาบอ้างอิงของร่างกายไว้ ดังแสดงในรูปที่ 2.9



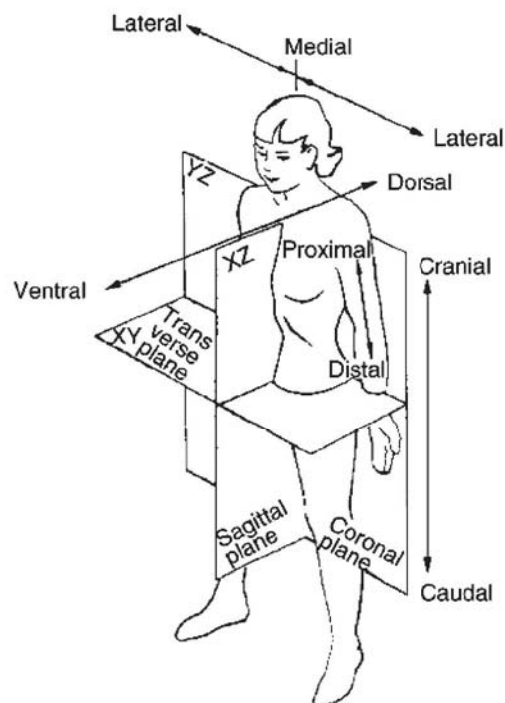
(ก) แนวกระดูกสันหลังบริเวณคอกับศีรษะมี 1 dof

(ข) กระดูกข้อศอกมี 1 dof



(ค) กระดูกไหล่มี 3 dof

รูปที่ 2.8 แสดงลักษณะของข้อต่อของกระดูกของมนุษย์ (Tozeren, 1999)



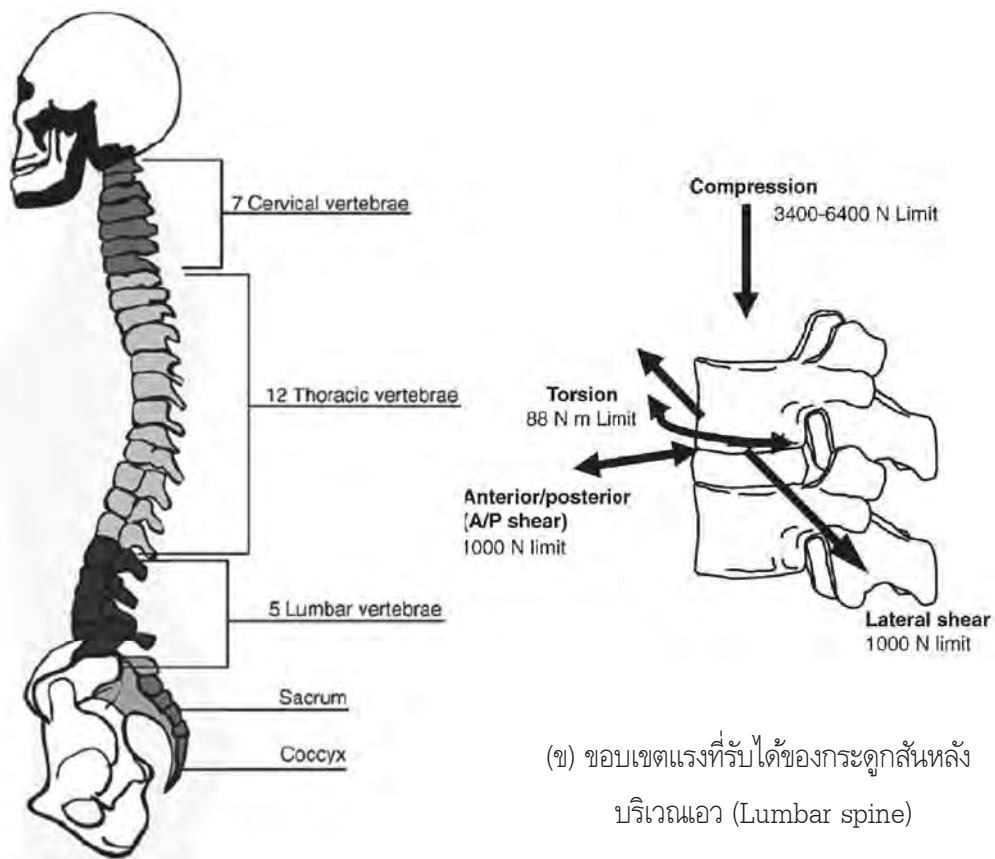
รูปที่ 2.9 การแบ่ง plane ของร่างกายมนุษย์ (Marras, 2008)

2.2.1 อวัยวะที่มีความเกี่ยวข้องกับการประเมนทางชีวกลศาสตร์ของหลังส่วนล่าง

อวัยวะที่มีความเกี่ยวข้องกับการประเมนทางชีวกลศาสตร์ของหลังส่วนล่าง ประกอบด้วย 3 ส่วนหลักคือ กระดูกสันหลัง หมอนรองกระดูกสันหลัง และกล้ามเนื้อบริเวณหลังส่วนล่าง ซึ่งอวัยวะแต่ละส่วนมีหน้าที่และคุณสมบัติที่แตกต่างกันไป

2.2.1.1 โครงสร้างของกระดูกสันหลัง (bony structures of the spine) กระดูกสันหลังจะมีโครงสร้างที่เชื่อมต่อกันในแนวตั้งลักษณะคล้ายตัว S ที่ยืดออก จะเริ่มจากกระดูกเชิงกรานขึ้นไปจนถึงศีรษะ มีจำนวนทั้งหมด 26 ชิ้น คือระดับคอ 7 ชิ้น ระดับอก 12 ชิ้น ระดับเอว 5 ชิ้น ระดับเชิงกราน 5 ชิ้น เชื่อมรวมกันเป็นอันเดียวและระดับกันกับ 4 ชิ้น ดังแสดงในรูปที่ 2.10 (ก) ซึ่งจะเรียงต่อกันและคอยรองรับแรงในโครงสร้างของกระดูกสันหลัง ส่วนที่อยู่รอบนอกจะเป็นชั้นบางที่แข็งแรงมาก จะต้านการดัด (bending) และการบิด (torsion) ได้ดี ภายในมีลักษณะเป็นรูพรุนและมีความยืดหยุ่นมากกว่าส่วนนอก กระดูกสันหลังจะคงรูปและแข็งแรงแต่จะสามารถบิดเจ็บได้ง่ายหากได้รับแรงในแนวด้านข้างดังแสดงในรูปที่ 2.10 (ข) การตั้งตรงของแนวกระดูกสันหลังอยู่ได้ก็จะมาจากการรองรับจากโครงสร้างภายในร่างกาย ซึ่งได้แก่กล้ามเนื้อและเอ็นที่เชื่อมต่ออยู่กับกระดูกสันหลังและกระดูกเชิงกราน

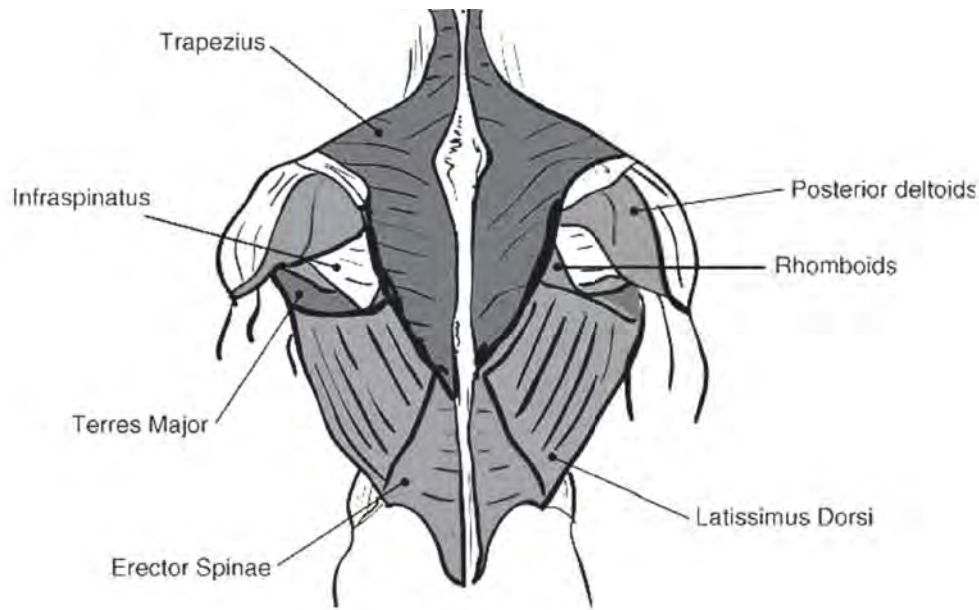
2.2.1.2 หมอนรองกระดูกสันหลัง (the disc and the spinal joint) กระดูกสันหลังจะถูกเชื่อมต่อกันด้วยหมอนรองกระดูกสันหลัง ซึ่งหมอนรองกระดูกสันหลังจะมีหน้าที่ 3 ประการคือ รองรับแรงที่เกิดขึ้นระหว่างกระดูกสันหลัง ส่งผ่านแรงระหว่างกระดูกสันหลังและควบคุมลักษณะการเคลื่อนไหวระหว่างกระดูกสันหลัง หมอนรองกระดูกสันหลังจะประกอบด้วย 2 ส่วนด้วยกันคือ ส่วนนอกเป็นเส้นใยทำมุม 65° องศา กับแนวตั้ง ซึ่งจะมี 70 ถึง 90 ชั้นร่วมศูนย์กันจนมีลักษณะเป็นวงแหวนลักษณะเป็นฟองฟืดเรียกว่าปลอกหมอนรองกระดูก (annulus fibrosus) และภายในปลอกหมอนรองกระดูก (annulus fibrosus) จะมีไส้หมอนรองกระดูก (nucleus pulposus) ซึ่งมีลักษณะเป็นของเหลว หมอนรองกระดูกหลังจะไม่มีเส้นประสาททำให้ไม่มีความรู้สึกเจ็บปวดเมื่อได้รับบาดเจ็บ แต่ความเจ็บปวดจะเกิดขึ้นเมื่อหมอนรองกระดูกสันหลังหรือของเหลวภายในหมอนรองกระดูกสันหลังเคลื่อนที่หรือไหลไปสัมผัสกับเส้นประสาทที่อยู่รอบๆบริเวณดังกล่าว



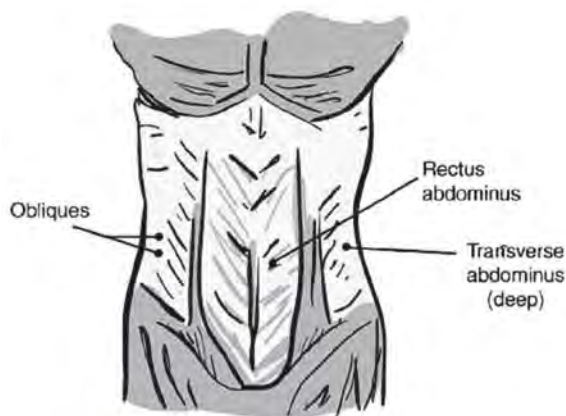
(ก) แสดงลักษณะแนวการเรียงตัวของกระดูกสันหลังส่วนต่างๆ

รูปที่ 2.10 แสดงกระดูกสันหลังและขีดจำกัดการรับแรง (Marras, 2008)

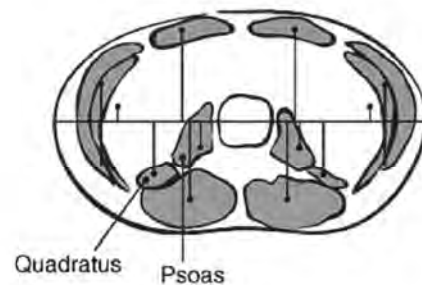
2.2.1.3 กล้ามเนื้อ (muscles) กล้ามเนื้อที่ทำงานร่วมกับกระดูกสันหลังมีมากกว่า 30 กล้ามเนื้อ ซึ่งจะช่วยในการประคองและรองรับแรงจากกระดูกสันหลัง กล้ามเนื้อบางมัดมีขนาดใหญ่และมีกำลังมาก คอยยึดแนวสันหลังไว้แต่บางมัดก็มีขนาดเล็กมากจะคอยเชื่อมระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อ ซึ่งกล้ามเนื้อที่จะทำหน้าที่เกี่ยวข้องกับกระดูกสันหลังในส่วนของการรับแรงและการเคลื่อนไหวคือ กล้ามเนื้อ erector spinae กล้ามเนื้อ internal oblique กล้ามเนื้อ external oblique และ กล้ามเนื้อ rectus abdominus muscle pairs ดังแสดงในรูปที่ 2.11



(ก) กล้ามเนื้อหลัง (back muscles)



(ข) กล้ามเนื้อหน้าท้อง (abdominal muscles)



(ค) ภาพตัดขวางกล้ามเนื้อบริเวณเอว

รูปที่ 2.11 แสดงกล้ามเนื้อหลังที่ช่วยรับแรงจากการเคลื่อนไหว (Marras, 2008)

2.2.2 วิธีการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์สถิต

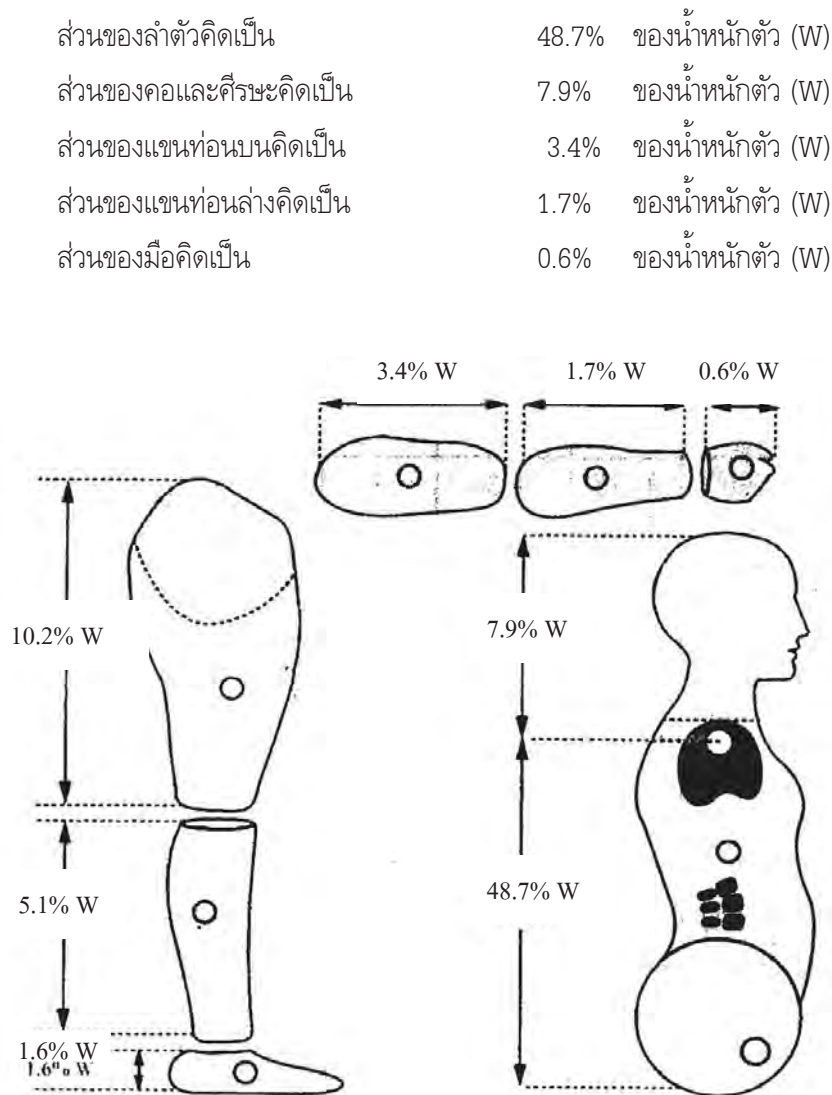
กิจกรรมการทำงานของร่างกายมนุษย์ อาจมองจากภาพการเคลื่อนไหวใน 2 มิติและสามารถวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์ได้ การทำงานในลักษณะการยกของแบบก้มตัวไปด้านหน้ามากๆ เป็นท่าทางการทำงานที่ไม่ถูกต้อง อาจส่งผลให้เกิดภาวะเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของอวัยวะบริเวณหลังส่วนล่างได้ การวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เป็นวิธีหนึ่งที่สามารถประเมินความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นได้จากการเคลื่อนไหวในท่าทางดังกล่าว ในการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์สถิตจำเป็นต้องทราบถึงปัจจัยต่างๆ เพื่อใช้ประกอบการวิเคราะห์ ได้แก่ ขนาด และทิศทางของแรงที่กระทำต่อส่วนต่างๆ ของร่างกาย ท่าทางการทรงตัวของร่างกาย มวลและจุดศูนย์กลางมวลของอวัยวะส่วนต่างๆ ที่

เกี่ยวข้อง สำหรับท่ายก ดึง และดันของเป็นการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นบนระนาบ Sagittal เพียงระนาบเดียวจึงสามารถวิเคราะห์ได้จากภาพถ่าย 2 มิติ โดยพิจารณาจากระนาบดังกล่าว

2.2.2.1 การตั้งสมมติฐาน ในการพิจารณาชีวกลศาสตร์ของร่างกายมนุษย์จะต้องกำหนดสมมติฐานดังต่อไปนี้

- 1) ร่างกายซีกซ้ายและซีกขวาสมมาตรกันและมีการกระจายของมวลเท่ากัน
- 2) มวลของอวัยวะต่างๆ ของร่างกายจะระบุเป็นเปอร์เซ็นต์เทียบกับมวลร่างกาย ดังแสดงในรูปที่

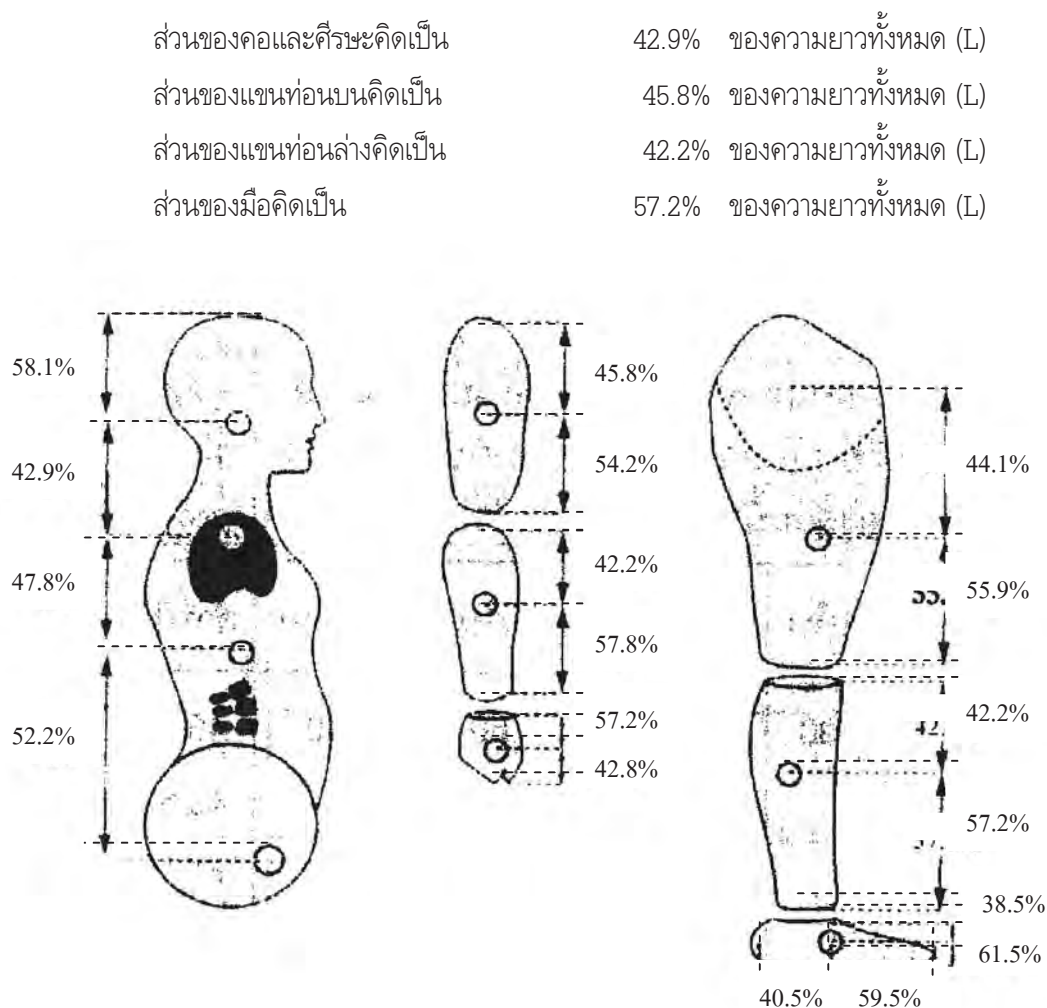
2.12 โดยที่



รูปที่ 2.12 แสดงมวลของอวัยวะต่างๆที่ใช้ในการเคลื่อนไหว (กิตติ อินทรานนท์. 2548)

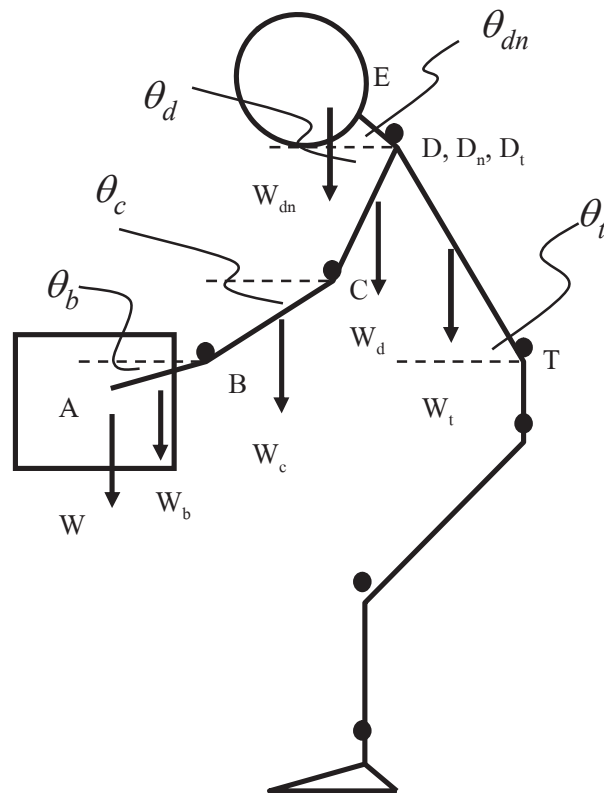
3) ศูนย์กลางมวลของอวัยวะที่ใช้ในการเคลื่อนไหวคงที่ตรงจุดใดจุดหนึ่งและระยะจุดศูนย์กลางมวลมีความสัมพันธ์เป็นอัตราส่วนกับความยาวของอวัยวะส่วนนั้นคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ ดังแสดงในรูปที่ 2.13 โดยที่

ส่วนของลำตัวคิดเป็น 52.2% ของความยาวทั้งหมด (L)



รูปที่ 2.13 แสดงตำแหน่งศูนย์กลางมวลของอวัยวะที่ใช้ในการเคลื่อนไหว (กิตติ อินทรานนท์. 2548)

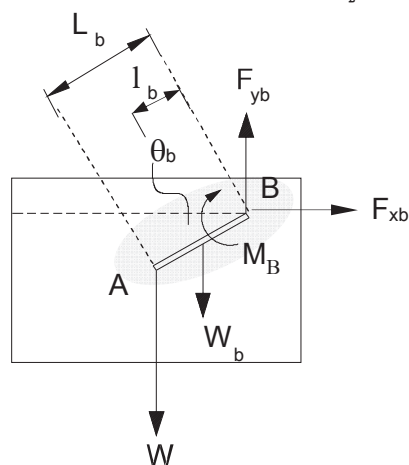
2.2.2.2 การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อของร่างกาย ในการเคลื่อนไหว ในท่ายกของจะเริ่มวิเคราะห์จากมือ ซึ่งเป็นอวัยวะจับยกน้ำหนัก เรียงลำดับไปยังแขนท่อนล่าง แขนท่อนบน คอและศีรษะ จนไปถึงสุดท้ายที่ลำตัวบริเวณเอวซึ่งเป็นจุดต่อของร่างกายที่สนใจดังรูปที่ 2.14 ในการวิเคราะห์จะให้ความสนใจกับกล้ามเนื้อหลัง erector spinae และหมอนรองกระดูก L5/S1 การคำนวณหาขนาดของแรงและโมเมนต์ดังกล่าวที่กระทำแต่ละข้อต่อ จนได้ขนาดของแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 ตลอดจนแรงดึงกล้ามเนื้อของ erector spinae ที่ทำให้ร่างกายอยู่ในภาวะสมดุลสถิต การคำนวณสามารถพิจารณาโดยอาศัยผัง free body ดังรูปที่ 2.14



รูปที่ 2.14 พัง free body ของแรงและทิศทางของแรงที่กระทำต่อบุคคล
ที่มีท่าทางการทรงตัวขณะกำลังยกของ

ในการคำนวณทางชีวกลศาสตร์เพื่อประเมินแรงที่เกิดขึ้นบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และกล้ามเนื้อ erector spinae สามารถทำได้โดยขั้นตอนต่อไปนี้

- 1) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อมือ แสดงในรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อมือ (A-B)

$$\rightarrow + \sum F_x = 0$$

$$F_{xb} = 0 \quad (2.11)$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$F_{yb} - W - W_b = 0$$

$$F_{yb} = W + W_b \quad (2.12)$$

$$+\curvearrowright \sum M_B = 0$$

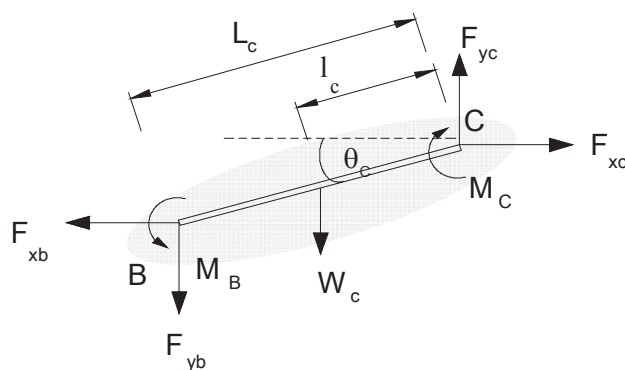
$$-M_B + (W \times L_b \cos \theta_b) + (W_b \times l_b \cos \theta_b) = 0$$

$$M_B = (W \times L_b \cos \theta_b) + (W_b \times l_b \cos \theta_b) \quad (2.13)$$

โดยที่

- W คือ แรงที่เกิดขึ้นเนื่องจากน้ำหนักของกล่อง (N)
- W_b คือ แรงเนื่องจากน้ำหนักของมือ (N)
- M_B คือ โมเมนต์ลัพท์ที่ข้อมือจากมือและกล่องเพื่อรักษาสสมดุลสถิต (N-m)
- F_{xb} คือ แรงลัพท์ที่ข้อมือรักษาสสมดุลสถิตในทิศทางแนวนอน (N)
- F_{yb} คือ แรงลัพท์ที่ข้อมือรักษาสสมดุลสถิตในทิศทางแนวตั้ง (N)
- θ_b คือ มุมของมือเทียบกับแนวราบ (องศา)
- L_b คือ ระยะความยาวของมือ (m)
- l_b คือ ระยะจากข้อมือถึงจุดศูนย์กลางมวลของมือ (m)

2) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อแขนท่อนล่าง แสดงในรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อแขนท่อนล่าง (B-C)

$$\rightarrow + \sum F_x = 0$$

$$F_{xc} - F_{xb} = 0$$

$$F_{xc} = F_{xb} = 0 \quad (2.14)$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$F_{yc} - F_{yb} - W_C = 0$$

$$F_{yc} = F_{yb} + W_C \quad (2.15)$$

$$+\circlearrowleft \sum M_C = 0$$

$$-M_C + M_B + (F_{yb} \times L_c \cos \theta_c) + (W_c \times l_c \cos \theta_c) = 0$$

$$M_C = M_B + (F_{yb} \times L_c \cos \theta_c) + (W_c \times l_c \cos \theta_c) \quad (2.16)$$

โดยที่

W_c คือ แรงเนื่องจากน้ำหนักของแขนท่อนล่าง (N)

M_C คือ โมเมนต์ลัพธ์ที่ข้อศอกจากแขนท่อนล่างเพื่อรักษาสสมดุลสถิต (N-m)

F_{xc} คือ แรงลัพธ์ที่ข้อศอกรักษาสสมดุลสถิตในทิศทางแนวนอน (N)

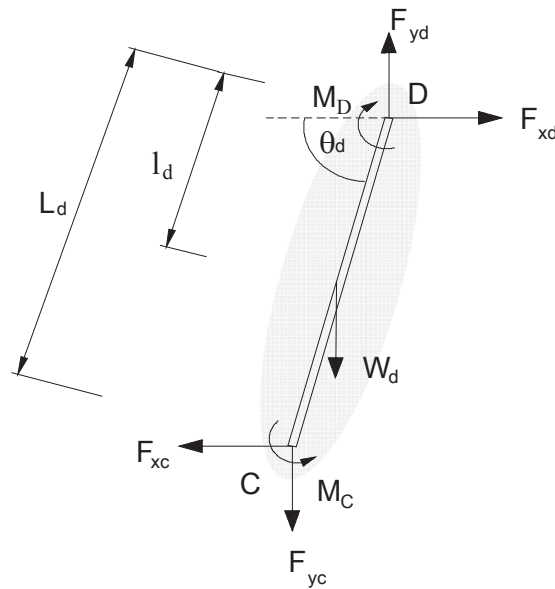
F_{yc} คือ แรงลัพธ์ที่ข้อศอกรักษาสสมดุลสถิตในทิศทางแนวตั้ง (N)

θ_c คือ มุมของแขนท่อนล่างเทียบกับแนวราบ (องศา)

L_b คือ ระยะความยาวของแขนท่อนล่าง (m)

l_b คือ ระยะจากข้อศอกถึงจุดศูนย์กลางมวลของแขนท่อนล่าง (m)

3) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อแขนท่อนบน แสดงในรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อแขนท่อนบน (C-D)

$$\rightarrow + \sum F_x = 0$$

$$F_{xd} - F_{xc} = 0$$

$$F_{xd} = F_{xc} = 0 \quad (2.17)$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$F_{yd} - F_{yc} - W_d = 0$$

$$F_{yd} = F_{yc} + W_d \quad (2.18)$$

$$+\curvearrowright \sum M_D = 0$$

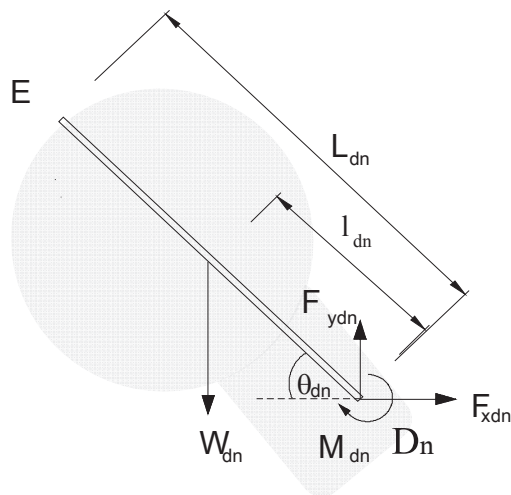
$$-M_D + M_C + (F_{yc} \times L_d \cos \theta_d) + (W_d \times l_d \cos \theta_d) = 0$$

$$M_D = M_C + (F_{yc} \times L_d \cos \theta_d) + (W_d \times l_d \cos \theta_d) \quad (2.19)$$

โดยที่

- W_d คือ แรงเนื่องจากน้ำหนักของแขนท่อนบน (N)
 M_D คือ โมเมนต์ลัพท์ที่ไหลจากแขนท่อนบนเพื่อรักษาสอดุลสถิต (N-m)
 F_{xd} คือ แรงลัพท์ที่ไหลรักษาสอดุลสถิตในทิศทางแนวนอน (N)
 F_{yd} คือ แรงลัพท์ที่ไหลรักษาสอดุลสถิตในทิศทางแนวตั้ง (N)
 θ_d คือ มุมของแขนท่อนบนเทียบกับแนวราบ (องศา)
 L_c คือ ระยะความยาวของแขนท่อนบน (m)
 l_c คือ ระยะจากไหล่ถึงจุดศูนย์กลางมวลของแขนท่อนบน (m)

4) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อคอและศีรษะ แสดงในรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 ผังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อคอและศีรษะ (E-D_n)

$$\rightarrow + \sum F_x = 0$$

$$F_{xdn} - F_{xe} = 0$$

$$F_{xdn} = F_{xe} = 0 \quad (2.20)$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$F_{ydn} - F_{ye} - W_{dn} = 0 ; F_{ye} = 0$$

$$F_{ydn} = F_{ye} + W_{dn} \quad (2.21)$$

$$+\circlearrowleft \sum M_{Dn} = 0$$

$$-M_{Dn} + (W_{dn} \times l_{dn} \cos \theta_{dn}) = 0$$

$$M_{Dn} = W_{dn} \times l_{dn} \cos \theta_{dn} \quad (2.22)$$

โดยที่

W_{dn} คือ แรงเนื่องจากน้ำหนักของคอกและคีรีระ (N)

M_{Dn} คือ โมเมนต์ลัพท์ที่ไหลจากคอกและคีรีระเพื่อรักษาสอดุลสถิต (N-m)

F_{xdn} คือ แรงลัพท์ที่ไหลรักษาสอดุลสถิตในทิศทางแนวนอน (N)

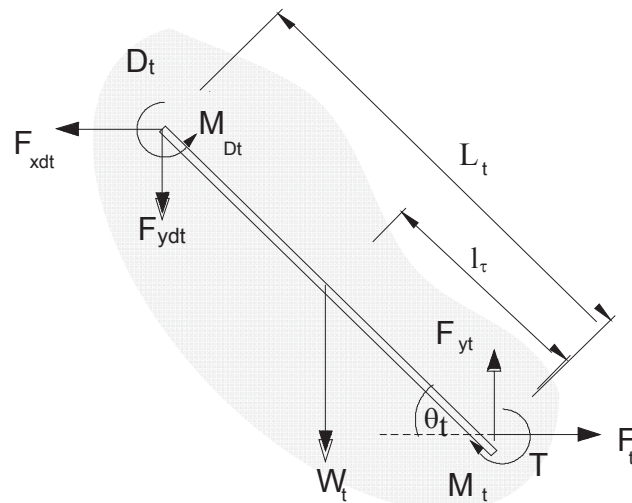
F_{ydn} คือ แรงลัพท์ที่ไหลรักษาสอดุลสถิตในทิศทางแนวตั้ง (N)

θ_{dn} คือ มุมของคอกและคีรีระเทียบกับแนวราบ (องศา)

L_{dn} คือ ระยะความยาวของคอกและคีรีระ (m)

l_{dn} คือ ระยะความยาวจากไหล่ถึงจุดศูนย์กลางมวลของคอกและคีรีระ (m)

5) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อลำตัว แสดงในรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 พังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อลำตัว (D-T)

$$\rightarrow + \sum F_x = 0$$

$$F_{xt} - F_{xdt} = 0$$

$$F_{xdt} = F_{xd} + F_{xdn} = 0$$

$$F_{xt} = F_{xdt} = 0 \quad (2.23)$$

$$+\uparrow \sum F_y = 0$$

$$F_{ydt} = F_{yd} + F_{ydn}$$

$$F_{yt} - F_{ydt} - W_t = 0$$

$$F_{yt} = F_{ydt} + W_t \quad (2.24)$$

$$+\curvearrowright \sum M_t = 0$$

$$M_{Dt} = M_D + M_{Dn}$$

$$-M_t + M_{Dt} + [(F_{yd} + F_{ydn}) \times L_t \cos \theta_t] + (W_t \times l_t \cos \theta_t) = 0$$

$$M_t = M_{Dt} + [(F_{yd} + F_{ydn}) \times L_t \cos \theta_t] + (W_t \times l_t \cos \theta_t) \quad (2.25)$$

โดยที่

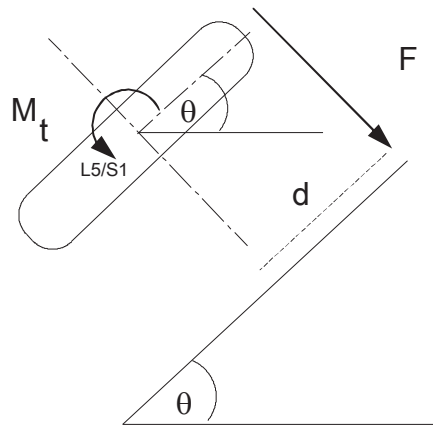
W_t	คือ แรงเนื่องจากน้ำหนักของลำตัว (N)
M_t	คือ โมเมนต์ที่กระทำที่เอวจากลำตัวเพื่อรักษาสสมดุลสถิต (N-m)
F_{xt}	คือ แรงลัพธ์ที่เอวรักษาสสมดุลสถิตในทิศทางแนวนอน (N)
F_{yt}	คือ แรงลัพธ์ที่เอวรักษาสสมดุลสถิตในทิศทางแนวตั้ง (N)
θ_t	คือ มุมของลำตัวเทียบกับแนวราบ (องศา)
L_t	คือ ระยะความยาวของลำตัว (m)
l_t	คือ ระยะจากเอวถึงจุดศูนย์กลางมวลของลำตัว (m)

6) การวิเคราะห์แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลัง หากพิจารณาว่า erector spinae เป็นกล้ามเนื้อชุดเดียวที่ทำหน้าที่ดึงลำตัวให้สมดุล ซึ่งสามารถคำนวณหาขนาดของแรงดึงภายในกล้ามเนื้อชุดนี้ได้เมื่อพิจารณาที่หมอนรองกระดูก L5/S1 โดยใช้สมการที่ 2.11 และลักษณะของแรงที่เกิดขึ้นได้แสดงไว้ดังรูปที่ 2.20

$$M_t = F \cdot d \quad (2.26)$$

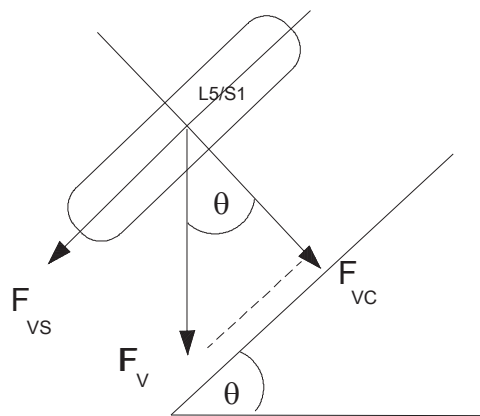
โดยที่

F	คือ แรงดึงของชุดกล้ามเนื้อ erector spinae ที่จะทำให้เกิดสมดุลสถิต
d	คือ แขนโมเมนต์จากหมอนรองกระดูก L5/S1 ถึงชุดกล้ามเนื้อ erector spinae ซึ่งมีระยะในช่วง 4 - 5 cm (กิตติ อินทรานนท์. 2548) (นรินทร์ จัสัม. 2550) ในที่นี้ใช้ 4.5 cm



รูปที่ 2.20 แรงดึงของชุดกล้ามเนื้อ erector spinae

7) การวิเคราะห์แรงกด (compressive force, F_c) และแรงเฉือน (shear force, F_s) ที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 (นอกจากแรงในชุดกล้ามเนื้อ erector spinae) ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.21 แรงอัด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1

โดยที่ F_v คือ ผลรวมของแรงในแนวตั้งที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1

$$F_v = W + W_b + W_c + W_d + W_{dn} + W_t \quad (2.27)$$

$$F_{vc} = F_v \cos \theta \quad (2.28)$$

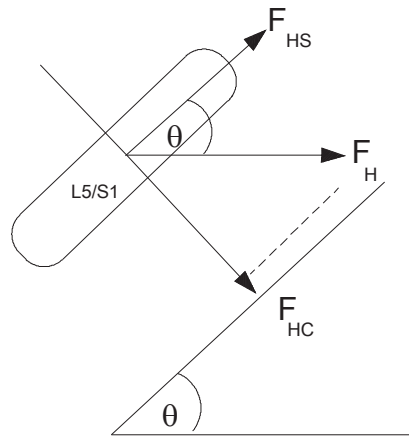
$$F_{vs} = F_v \sin \theta \quad (2.29)$$

ดังนั้น ผลรวมของแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 คือ

$$F_C = F_{VC} + F \quad (2.30)$$

$$F_S = F_{VS} \quad (2.31)$$

8) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ในกรณีการออกแรงดันวัตถุ นอกจากจะมีแรงเนื่องจากน้ำหนักของส่วนร่างกายในแนวตั้งแล้ว ก็ยังจะมีแรงแนวอนนกระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 เพิ่มเติมดังรูปที่ 2.22



รูปที่ 2.22 แรงอัด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 กรณีดันวัตถุ

ในกรณีนี้ผลรวมของแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกระหว่าง L5/S1 (โดยที่ F_V ที่ใช้คำนวณค่า F_{VC} จะไม่รวมน้ำหนักกล่องที่ยก) คือ

$$F_C = F_{VC} + F + F_{HC} \quad (2.32)$$

$$F_S = F_{HS} \quad (2.33)$$

9) การวิเคราะห์แรงและโมเมนต์ในกรณีการออกแรงดึงวัตถุ จะคล้ายคลึงกับการออกแรงดันแต่แรง F_H จะมีทิศตรงกันข้าม (โดยที่ F_V ที่ใช้คำนวณค่า F_{VC} จะไม่รวมน้ำหนักกล่องที่ยก) คือ

$$F_C = F_{VC} + F - F_{HC} \quad (2.34)$$

$$F_S = F_{HS} \quad (2.35)$$

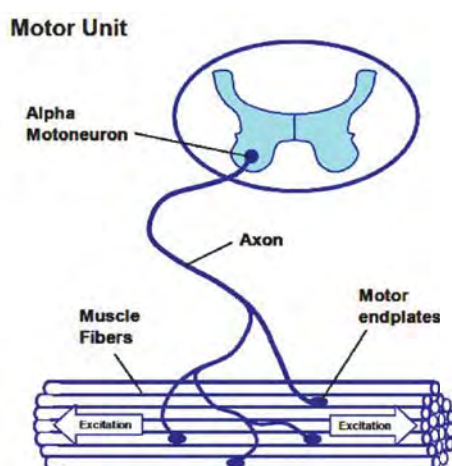
กิตติ อินทรานนท์ (2548) ผู้เชี่ยวชาญทางด้านการยศาสตร์ ได้ให้ความเห็นว่า การจะเลือกใช้วิธีวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์โดยวิธีสถิต หรือการวิเคราะห์เชิงพลวัต 3 มิติ นั้นขึ้นอยู่กับธรรมชาติและลักษณะของปัญหาในการทำงาน ถ้าการทำงานมีลักษณะสถิต ไม่มีการเคลื่อนไหว หรือมีแต่ไม่มากและเป็นไปซ้ำๆ การใช้รูปแบบวิธีสถิตก็น่าจะเหมาะสมเพียงพอ และควรมีการกำหนดสมมุติฐานที่เหมาะสม ข้อได้เปรียบของการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์อยู่ที่การพัฒนาแบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ของกิจกรรมนั้น ซึ่งหากการปรับเปลี่ยนและแต่งค่าของตัวแปร

ในแบบจำลองได้สอดคล้องกับสถานการณ์หรือสภาพการณ์ที่เปลี่ยนแปลงไป ย่อมทำได้ง่ายกว่าการที่จะเพิ่มความพยายามในการวัด การเก็บข้อมูลเพื่อพัฒนาแบบจำลองใหม่ทุกครั้งไป

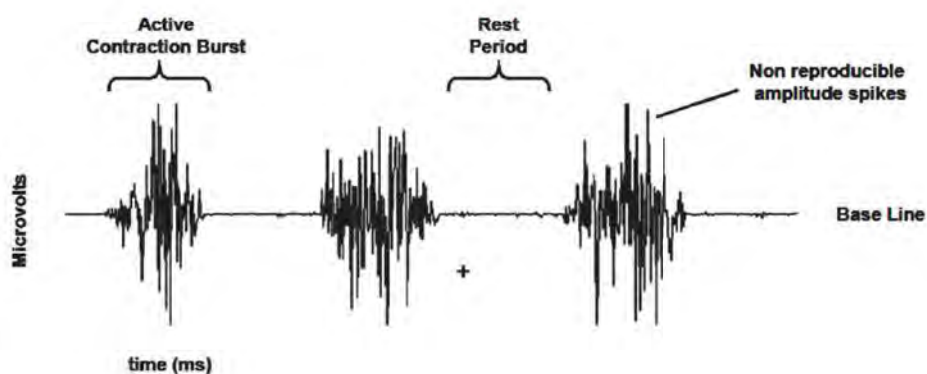
นอกจากการวิเคราะห์ตามหลักชีวกลศาสตร์แล้วการทำงานของกล้ามเนื้อยังสามารถตรวจวัดได้จากค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหรือสัญญาณ EMG

2.3 สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (electromyography, EMG)

สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อคือสัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการทำงานของ motor unit ซึ่ง motor unit คือการหดตัวของกล้ามเนื้อที่ถูกควบคุมโดยเซลล์ประสาทสั่งการ (motor neuron) ซึ่งจะอยู่ที่ไขสันหลังสำหรับกล้ามเนื้อแขน ขา ลำตัว และจะอยู่ที่ก้านสมองสำหรับกล้ามเนื้อศีรษะและคอ รูปที่ 2.23 ได้แสดงองค์ประกอบในการทำงานของกล้ามเนื้อซึ่งสั่งการจาก motor unit กระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อเป็นไฟฟ้ากระแสสลับ ดังนั้นสัญญาณกล้ามเนื้อจะอยู่ในรูปของกราฟไซน์และเมื่อมีการซ้อนทับของสัญญาณจากกล้ามเนื้อหลายเส้นใย สัญญาณ EMG ที่อ่านได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.24



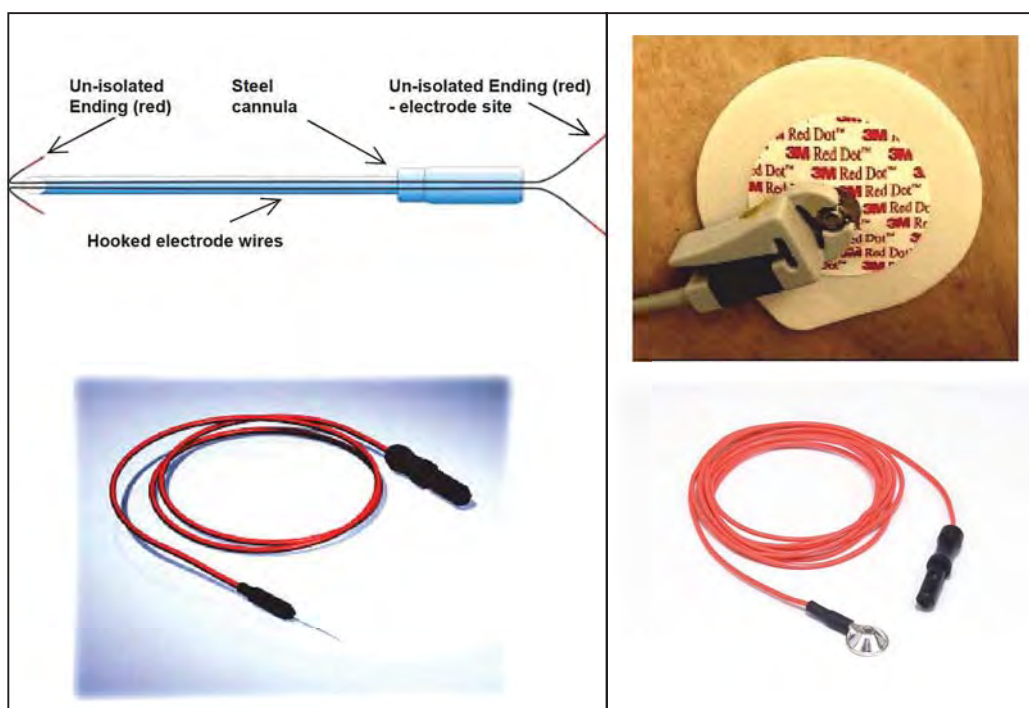
รูปที่ 2.23 แสดงองค์ประกอบในการทำงานของกล้ามเนื้อ (Konrad, 2005)



รูปที่ 2.24 ลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดจากมัดกล้ามเนื้อ (Konrad, 2005)

2.3.1 เครื่องมือวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

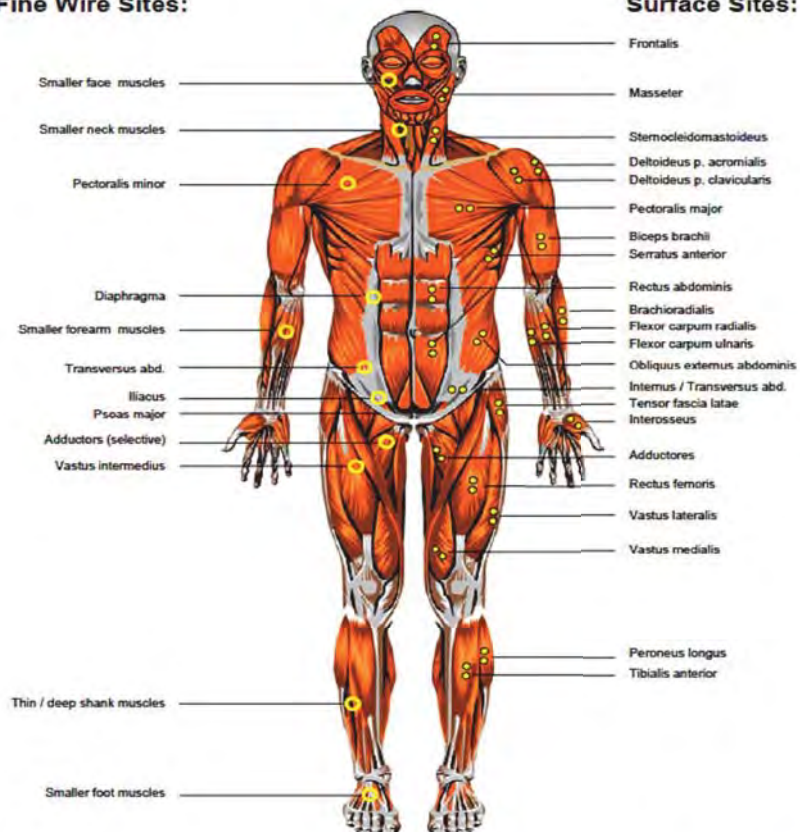
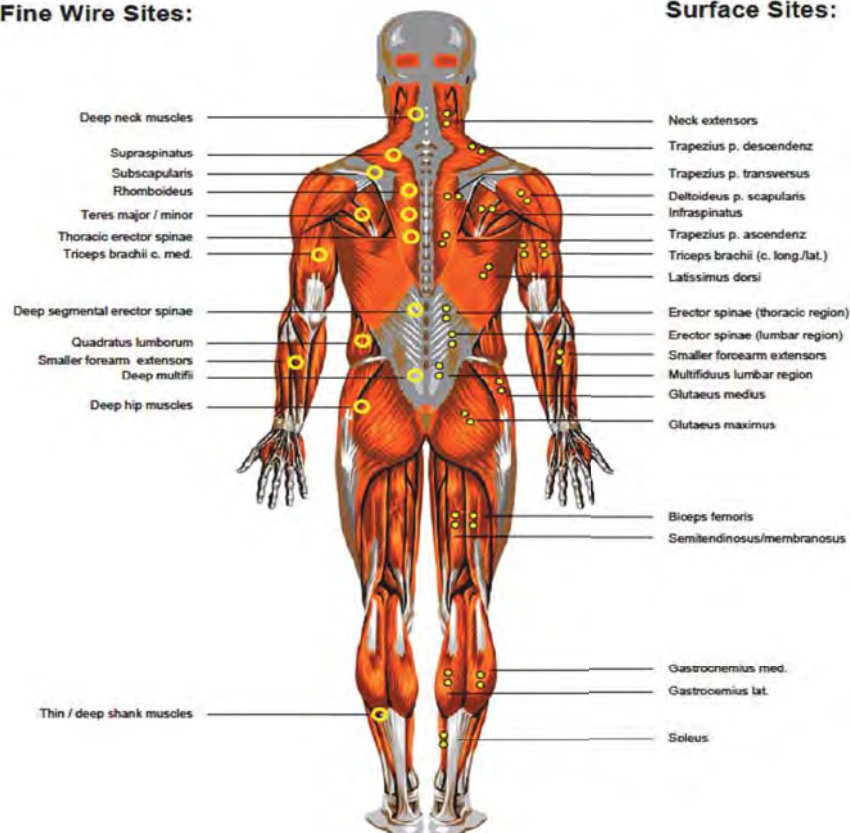
สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีสองรูปแบบคือ สัญญาณขณะที่กล้ามเนื้อทำงาน และสัญญาณขณะที่กล้ามเนื้อไม่ได้ทำงานหรือขณะพัก ขณะที่กล้ามเนื้อทำงานเป็นช่วงที่กล้ามเนื้อมีการหดตัวจะมีแอมพลิจูดเกิดขึ้นทั้งค่าบวกและลบ ขณะที่กล้ามเนื้อพักแอมพลิจูดจะเป็นศูนย์หรือค่อนข้างเรียบซึ่งเรียกว่า base line โดยความถี่ของสัญญาณจะอยู่ในช่วง 6 ถึง 500 Hz สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้จะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับภาระการทำงานและความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ สำหรับนักกีฬาอาจมีสัญญาณสูงสุดอยู่ในช่วง $\pm 5,000$ ไมโครโวลต์ จากรูปที่ 2.24 จะเห็นว่าสัญญาณที่วัดได้มีหน่วยเป็นไมโครโวลต์ ซึ่งเป็นปริมาณสัญญาณที่น้อยมาก ดังนั้นเครื่องมือวัดจะต้องสามารถขยายสัญญาณได้อย่างน้อยประมาณ 500 เท่า และต้องกรองสัญญาณรบกวนได้ดีซึ่ง base line จะต้องไม่มีแอมพลิจูดสูงสุดไม่ควรเกิน 5 ไมโครโวลต์ ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อนิยมใช้ตัวตรวจรู้หรืออิเล็กโทรด 2 แบบ คือ อิเล็กโทรดแบบสัมผัส (surface electrode) และอิเล็กโทรดแบบเข็ม (fine wire electrode) อิเล็กโทรดแบบสัมผัสจะมี 2 ลักษณะ คือ อิเล็กโทรดแบบใช้ซ้ำได้ และอิเล็กโทรดแบบใช้แล้วทิ้ง ลักษณะของอิเล็กโทรดแบบต่างๆ ที่กล่าวมาได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.25 และตำแหน่งในการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายเพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.26



(ก) อิเล็กโทรดแบบเข็ม

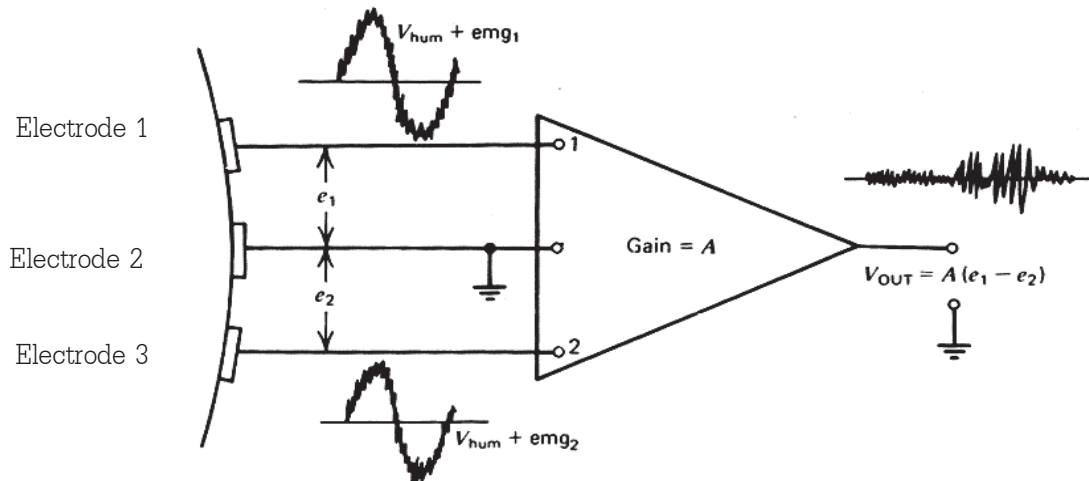
(ข) อิเล็กโทรดแบบสัมผัส

รูปที่ 2.25 แสดงลักษณะอิเล็กโทรดสำหรับวัดสัญญาณ EMG

Fine Wire Sites:**Surface Sites:****Fine Wire Sites:****Surface Sites:**

รูปที่ 2.26 แสดงตำแหน่งการติดอิเล็กโทรดบนร่างกายเพื่อวัดสัญญาณ EMG (Konrad, 2005)

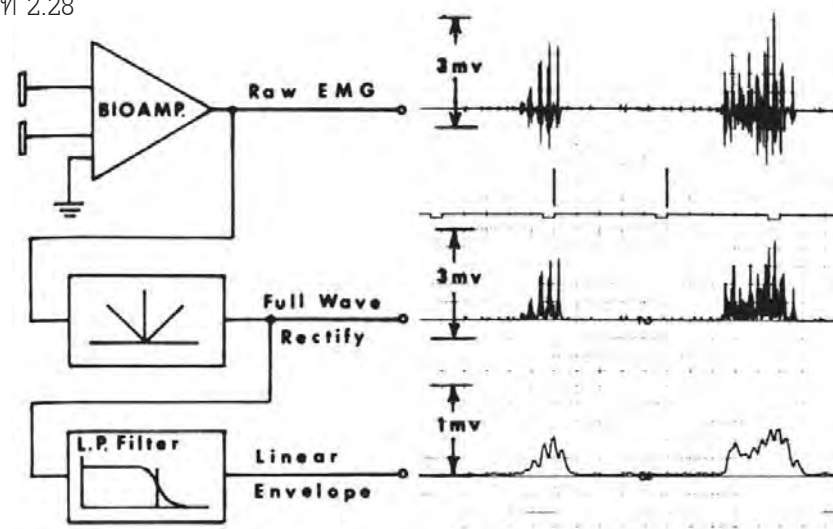
ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหนึ่งตำแหน่งจะต้องใช้อิเล็กโทรด 3 ตัว แต่ละตัวมีหน้าที่ต่างกันคือ เป็นขั้วบวก ขั้วลบ และเป็นกราวด์ โดยที่กราวด์มักติดที่ปุ่มกระดูกหรือส่วนที่กล้ามเนื้อไม่ได้ทำงานเพื่อใช้เป็นตัวเทียบสัญญาณและเพื่อลดสัญญาณรบกวน ลักษณะการวัดสัญญาณแสดงดังรูปที่ 2.27



รูปที่ 2.27 การใช้อิเล็กโทรด 3 ตัวในการวัดสัญญาณ EMG (Winter, 2005)

2.3.2 การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

สัญญาณดิบหรือ raw EMG ที่วัดได้จำเป็นจะต้องผ่านกระบวนการปรับสัญญาณดิบก่อน จึงสามารถนำข้อมูลที่ได้ผ่านกระบวนการแล้วไปใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณหรือเปรียบเทียบสัญญาณ กระบวนการที่นิยมใช้ในการประมวลผลหรือแปลงสัญญาณ EMG มีหลายวิธีได้แก่ Full-wave rectified (absolute value), Averaged or root-mean-square (RMS), Linear envelope Frequency or power spectrum (Fourier) และ Wavelet Transform เป็นต้น ในการเลือกใช้วิธีการในการจัดการกับสัญญาณจะต้องพิจารณาถึงวัตถุประสงค์และสิ่งที่ต้องการจากสัญญาณ แต่โดยทั่วไปแล้วรูปแบบการจัดการกับสัญญาณ EMG มักมีแนวทางดังรูปที่ 2.28

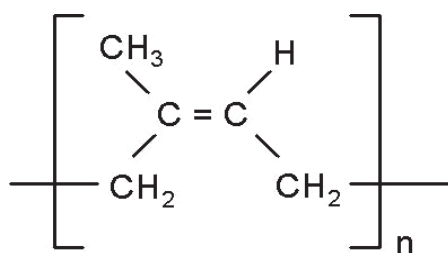


รูปที่ 2.28 การประมวลผลสัญญาณ EMG (Winter, 2005)

แนวทางการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังเมื่อใช้เข็มขัดพยุงหลัง อาจทำได้โดยการปรับปรุงแถบรองรับในเข็มขัดพยุงหลัง ด้วยการนำยางธรรมชาติมาใช้ร่วมกับแถบโลหะในเข็มขัดพยุงหลัง เนื่องจากจะช่วยกระจายแรงกดจากแถบโลหะและให้ความรู้สึกสัมผัสที่อ่อนนุ่มกว่าการใช้แถบโลหะโดยตรง

2.4 ยางธรรมชาติ (Natural Rubber, NR) และการนำมาใช้งาน

ยางเป็นโพลิเมอร์ชนิดหนึ่งที่มีสมบัติเด่นหลายประการ โดยเฉพาะสมบัติความยืดหยุ่น (elasticity) คือ เมื่อรับแรงดึง ยางจะสามารถยืดตัวได้หลายเท่าของความยาวเดิม และเมื่อปล่อยแรงออกยางก็จะกลับคืนสู่รูปร่างและความยาวเดิม (หรือใกล้เคียง) อย่างรวดเร็ว นอกจากนี้ยางยังมีสมบัติเด่นอื่นๆ อีก เช่น มีความเหนียว (toughness) และความทนทานต่อการขัดสี (abrasion resistance) สูง สามารถป้องกันการซึมผ่านของน้ำและอากาศได้ มีความสามารถในการยึดติดกับวัสดุอื่นดี เช่น โลหะและสิ่งทอ (เส้นใย ผ้าใบ ฯลฯ) ทำให้สามารถนำไปใช้ในงานวิศวกรรมได้หลากหลายมากยิ่งขึ้น ยางแบ่งออกเป็น 2 ชนิดหลักๆ ได้แก่ ยางธรรมชาติและยางสังเคราะห์ สูตรโครงสร้างทางเคมีของยางธรรมชาติแสดงในรูปที่ 2.29



รูปที่ 2.29 สูตรโครงสร้างยางธรรมชาติ (พงษ์ธร แซ่อูย. 2548)

2.4.1 ยางธรรมชาติ

ยางธรรมชาติหรือยางพาราส่วนมากเป็นยางที่ได้มาจากต้นยางพาราสายพันธุ์ Hevea Brasiliensis ซึ่งเป็นต้นไม้ป่าที่มีต้นกำเนิดจากกลุ่มแม่น้ำอเมซอนในทวีปอเมริกาใต้ น้ำยางสดที่กรีดได้มีเนื้อยางแห้ง (dry rubber content, DRC) ประมาณ 30% โดยน้ำหนัก ซึ่งขึ้นอยู่กับชนิดของพันธุ์ยาง อายุต้นยาง และฤดูกาล ยางธรรมชาติมีชื่อทางเคมี คือ cis-1,4-polyisoprene กล่าวคือ มี isoprene (C_5H_8) โดยที่ n มีค่าตั้งแต่ 15-20,000 เนื่องจากส่วนประกอบของยางธรรมชาติเป็นไฮโดรคาร์บอนที่ไม่มีขั้ว ดังนั้นยางจึงละลายได้ดีในตัวทำละลายที่ไม่มีขั้ว เช่น เบนซีน เฮกเซน เป็นต้น โดยทั่วไปยางธรรมชาติมีโครงสร้างการจัดเรียงตัวของโมเลกุลแบบอสัณฐาน (amorphous) แต่ในบางสภาวะโมเลกุลของยางสามารถจัดเรียงตัวค่อนข้างเป็นระเบียบที่อุณหภูมิต่ำหรือเมื่อถูกยืดจึงสามารถเกิดผลึก (crystallize) ได้ การเกิดผลึกเนื่องจากอุณหภูมิต่ำ (low temperature crystallization) จะทำให้ยางแข็งมากขึ้น แต่ถ้าอุณหภูมิสูงขึ้น ยางก็จะอ่อนลงและกลับสู่สภาพเดิม ในขณะที่การเกิดผลึกเนื่องจากการยืดตัว (strain induced crystallization) ทำให้ยางมีสมบัติเชิงกลดี นั่นคือยางจะมีความทนทานต่อแรงดึง (tensile strength) ความทนทานต่อการฉีกขาด (tear resistance) และความทนทานต่อการ

ขัดสี (abrasion resistance) สูง ยางธรรมชาติมีความหนาแน่นเท่ากับ 0.93 g/cm^3 ที่ 20°C และจะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อยางถูกยืดหรือเย็นตัวลง โดยทั่วไปยางธรรมชาติแบ่งออกเป็น 2 รูปแบบใหญ่ ๆ คือ

2.4.1.1 น้ำยาง โดยน้ำยางที่ได้จากการกรีดจากต้นยางเรียกว่าน้ำยางสด น้ำยางสดที่กรีดได้มีปริมาณน้ำมากเกินไป ไม่เหมาะที่จะนำไปผลิตเป็นผลิตภัณฑ์และสิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายในการขนส่ง ดังนั้นจึงมักนำไปทำเป็นน้ำยางข้น (concentrated latex) โดยมากใช้วิธีการปั่นเหวี่ยง (centrifugation) นอกจากนี้การใช้สารก่อครีมนักเป็นอีกวิธีหนึ่งที่นำมาใช้ในปัจจุบัน น้ำยางข้นจะมีปริมาณเนื้อยางเพิ่มจากประมาณ 30% เป็น 60% โดยน้ำหนัก มักมีการเติมแอมโมเนียและสารเคมีอื่นๆ ลงไปเพื่อช่วยรักษาสภาพของน้ำยางข้นให้สามารถเก็บไว้ได้นานขึ้น ผลิตภัณฑ์ที่ได้จากน้ำยางข้นจะเป็นผลิตภัณฑ์ที่สามารถจำหน่ายได้ง่ายเช่น มีลักษณะบาง หรือมีรูปทรงได้แก่ ถังมียาง ถังยางอนามัย ลูกโป่ง หรือฟองน้ำต่างๆ เป็นต้น

2.4.1.2 ยางแห้ง โดยยางแห้งได้จากการนำน้ำยางมาเติมกรด ซึ่งกรดที่นิยมได้แก่ กรดอะซิติก กรดฟอร์มิก และกรดซัลฟูริก ทำให้อนุภาคของน้ำยางจะจับตัวกันเป็นของแข็งแยกตัวจากน้ำ จากนั้นจึงแยกความชื้นออกจากเนื้อยางเพื่อป้องกันเชื้อรา ยางแห้งแบ่งเป็นรูปแบบต่างๆ ได้แก่

1) ยางแผ่น (rubber sheet) ได้จากการเติมน้ำเพื่อเจือจางน้ำยางให้มีปริมาณเนื้อยางแห้งเหลือเพียง 12% ถึง 18% แล้วจึงเติมกรดให้น้ำยางมีค่า pH อยู่ในช่วง 5.1 ถึง 4.8 ซึ่งจะทำให้ยางจับตัวและแยกออกจากน้ำเรียกว่า จุดไอโซอิเล็กทริก (isoelectric point) หลังจากนั้นจึงนำไปรีดแผ่นด้วยเครื่องรีดสองลูกกลิ้ง (two roll mill) นำไปล้างน้ำแล้วจึงทำให้แห้ง ถ้าใช้วิธีการตากแดดจะได้ยางแผ่นไม่รมควัน (Air Dried Sheet, ADS) และหากนำไปอบรมควันจะได้ยางแผ่นรมควัน (Ribbed Smoked Sheet, RSS)

2) ยางเครฟ (crepe rubber) ส่วนใหญ่ได้จากการนำเศษยางเช่น ยางกันถ้วย เศษยางที่ติดดินหรือเศษยางอื่นๆ นำไปรีดในเครื่องเครฟ (creping machine) พร้อมทั้งใช้น้ำทำความสะอาดสิ่งสกปรกออกระหว่างกระบวนการรีด จากนั้นจึงนำไปผึ่งลมให้แห้ง

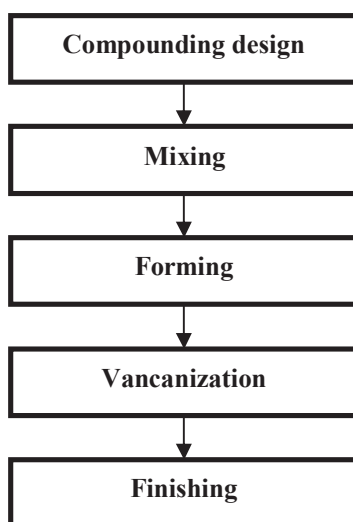
3) ยางแท่ง (technically classified rubber) ยางแผ่นรมควันและยางเครฟจะมีการจัดชั้นคุณภาพของยางด้วยสายตาซึ่งให้ผลที่ไม่แน่นอน อุตุสัทธรรมยางส่วนใหญ่จึงมักใช้ยางแท่งเป็นวัตถุดิบในการผลิตเป็นผลิตภัณฑ์ ซึ่งยางแท่งจะต้องผ่านกระบวนการทดสอบและจัดชั้นเพื่อรับรองคุณภาพตามหลักวิชาการ ทำให้อย่างแท่งมีคุณภาพที่สม่ำเสมอกว่ายางแผ่นและยางเครฟ ไทยมีมาตรฐานยางแท่งที่เรียกว่า Standard Thai Rubber (STR) ยางแท่งผลิตโดยน้ำยางซึ่งอาจเป็นน้ำยาง หรือน้ำยางข้นขึ้นอยู่กับเกรดของยางแท่งที่ต้องการผลิต นำมาทำให้เป็นก้อนเล็กๆ เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 2 ถึง 3 mm เพื่อให้ง่ายต่อการชำระล้างสิ่งสกปรกออกด้วยน้ำและง่ายต่อการทำให้แห้ง จากนั้นจึงอบให้แห้งและอัดเป็นแท่งขนาดมาตรฐาน $330 \times 670 \times 170 \text{ mm}^3$ ซึ่งมีน้ำหนักประมาณ 33.33 kg

4) ยางแท่งรูปแบบอื่นๆ เช่น ยางเกรดที่มีความหนืดคงที่หรือยาง CV (Constant Viscosity) ยางที่แปรรูปได้ดี (Superior Processing Rubber, SP/AP gage) ยางที่ผสมน้ำมัน (Oil Extended Natural Rubber, OENR) ยางธรรมชาติที่มีโปรตีนต่ำ (Deproteinized Natural Rubber, DPNR) ยาง ENR

(Epoxidized Natural Rubber) ยางเทอร์โมพลาสติก (Thermoplastic NR) และยางผง (Powdered Rubber) เป็นต้น (พงษ์ธร แซ่ฮุย. 2548)

2.4.2 กระบวนการผลิตยางคงรูป

จากการสืบค้นข้อมูลกระบวนการผลิตยางคงรูปจากหน่วยเทคโนโลยียาง คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล จะเห็นว่ายางดิบเพียงลำพังมีขีดจำกัดในการใช้งานเนื่องจากมีสมบัติเชิงกลต่ำ และลักษณะทางกายภาพจะไม่เสถียรขึ้นอยู่กับกระบวนการเปลี่ยนแปลงแปลงอุณหภูมิ กล่าวคือ ยางจะอ่อนแอและเหนียวเหนอะหนะเมื่อร้อน และจะแข็งเปราะเมื่ออุณหภูมิต่ำ ด้วยเหตุนี้การใช้ประโยชน์จากยางจำเป็นต้องมีการผสมยางกับสารเคมีต่างๆ เช่น กำมะถัน ผงเขม่าดำ และสารตัวเร่งต่างๆ เป็นต้น หลังจากการบดผสม ยางผสมหรือยางคอมปาวด์ (rubber compound) ที่ได้จะถูกนำไปขึ้นรูปในแม่พิมพ์ภายใต้ความร้อนและความดัน กระบวนการนี้เรียกว่าวัลคาไนเซชัน (vulcanization) ยางที่ผ่านการขึ้นรูปนี้เรียกว่า ยางสุกหรือยางคงรูป (vulcanizate) ซึ่งสมบัติของยางคงรูปหรือผลิตภัณฑ์ที่ได้นี้จะเสถียร ไม่เปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิมากนักและมีสมบัติเชิงกลดีขึ้น โดยทั่วไปกระบวนการในการผลิตผลิตภัณฑ์จากยางธรรมชาติสามารถสรุปได้ดังรูปที่ 2.30



รูปที่ 2.30 กระบวนการผลิตผลิตภัณฑ์ยางโดยทั่วไป

2.4.2.1 ยางและสารเคมี การทำให้ยางคงรูปแบ่งเป็น 2 ระบบใหญ่ๆ ได้แก่ ระบบที่ใช้กำมะถัน (sulphur) นิยมใช้ในยางธรรมชาติและยางสังเคราะห์ที่มีพันธะคู่ในโมเลกุลสูง ระบบที่ใช้เปอร์ออกไซด์ (peroxide) นิยมใช้ในยางที่มีปริมาณพันธะคู่ในโมเลกุลต่ำ ระบบที่ใช้เปอร์ออกไซด์จะมีต้นทุนที่สูงกว่าระบบที่ใช้กำมะถัน นอกจาก 2 ระบบดังกล่าว ยังมีการใช้สารคงรูปพวกโลหะออกไซด์ เช่น แมกนีเซียมออกไซด์ (MgO) และสังกะสีออกไซด์ (ZnO) ในยางสังเคราะห์บางชนิด เช่น ยางนีโอพรีน การคงรูปนอกจากระบบที่ใช้กำมะถันแล้ว ยังมีสารเคมีชนิดอื่นที่ช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการคงรูปของยางทั้งระยะเวลาในการคงรูปและคุณสมบัติของยางเมื่อ

ผ่านการคงรูปแล้ว ยางคอมปาวด์คือยางที่ถูกผสมสารเคมีแล้วจะผ่านกระบวนการคงรูป (vulcanization) ทำให้ยางมีโครงสร้างโมเลกุลแบบตาข่าย 3 มิติ (3-D network) หรือที่เรียกว่าการเกิด crosslink ระหว่างโมเลกุลของยาง สำหรับสารเคมีที่ใช้ในการคงรูปและควบคุมคุณสมบัติของยางเมื่อคงรูปแล้วได้แสดงไว้ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงส่วนประกอบ ปริมาณของยางและสารเคมีต่างๆ ในสูตรผลิตภัณฑ์ยางพื้นฐาน ซึ่งอยู่ในหน่วย part per hundred rubber (phr)

ส่วนประกอบ	ปริมาณ (phr)
ยาง ชนิดเดียว หรือ 2 ชนิดขึ้นไป (rubber)	100
กำมะถัน (sulphur)	2.5-3.5
สารกระตุ้น (activator)	1-5
สารเร่งให้ยางคงรูป ชนิดเดียว หรือ 2 ชนิดขึ้นไป (accelerator)	0.5-2.0
สารตัวเติม (filler)	(ตามที่ต้องการ)
สารทำให้ยางนิ่ม (plasticizer, peptizer)	5-10
สารป้องกันยางเสื่อมสภาพ (antidegradant)	1-2

ที่มา : หน่วยเทคโนโลยียาง คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

จากตารางที่ 2.1 สารเคมีแต่ละชนิดมีหน้าที่และมีผลต่อการคงรูปของยางที่แตกต่างกันได้แก่ สารเร่งให้ยางคงรูป (accelerator) เช่น TMTD (Tetramethyl Thiuram Disulphide) MBT (2-mercaptobenzothiazole) และ CBS (n-cyclohexylbenzothiazole-2-sulphenamide) เป็นต้น สารกระตุ้นสารเร่ง (activator) ได้แก่ สารอินทรีย์พวกซิงค์ออกไซด์ (ZnO) สารอินทรีย์พวกกรด สเตียริก (stearic acid) และสารที่เป็นด่าง (นิยมใช้ในสูตรที่มีสารที่เป็นกรดหรือซิลิกา รวมอยู่ด้วย) ได้แก่ สาร DEG (diethylene glycol) สารป้องกันยางเสื่อม (antidegradants) เนื่องจากโครงสร้างโมเลกุลของยางทั่วไป โดยเฉพาะยางธรรมชาติและยางสังเคราะห์ส่วนใหญ่จะมีพันธะคู่อยู่ค่อนข้างมาก ดังนั้นยางจึงมีสภาพที่อ่อนแอต่อการถูกปัจจัยต่างๆ เช่น โอโซน แสงแดด ออกซิเจนทำลายให้เสื่อมสภาพ การเติมสารป้องกันการเสื่อมสภาพจึงเป็นสิ่งที่จำเป็นเพื่อยืดอายุการใช้งานของผลิตภัณฑ์ ตัวอย่างของสารในกลุ่มป้องกันการเสื่อมสภาพ ได้แก่ IPPD (N-Isopropyl-N'-phenyl-p-phenylene diamine) TMQ (2,2,4-Trimethyl-1,2-dihydroquinoline, polymerized) และ BHT (2,6-Di-tert-Butyl (-p-cresol)) เป็นต้น สารตัวเติม (filler) เป็นสารที่ผสมกับยางเพื่อช่วยเสริมแรง (reinforcement) ให้ผลิตภัณฑ์ยางหรือเพื่อช่วยลดต้นทุนการผลิต สารตัวเติมที่ช่วยเสริมแรงจะเรียกว่า สารเสริมแรง (reinforcing filler) ซึ่งจะเป็นสารที่มีขนาดอนุภาคที่เล็กมาก (มีพื้นที่ผิวสูง) ได้แก่ ผงเขม่าดำ (carbon black) เกรดต่างๆ และผงเขม่าขาวหรือ ซิลิกา เป็นต้น ส่วนสารตัวเติมที่ไม่ช่วยเสริมแรง (inert filler or non-reinforcing filler) แต่นิยมใช้เพื่อลดต้นทุนการผลิต ได้แก่ ดินขาว (clay) แป้ง แคลเซียมคาร์บอเนต เป็นต้น สารช่วยในกระบวนการผลิต (processing aids) สารกลุ่มนี้ทำหน้าที่เฉพาะตัวต่างๆ กัน เช่น สารที่ช่วยให้ยางนิ่มในระหว่างกระบวนการผสม

ได้แก่ พวกน้ำมัน (oils) และสารเคมีย่อยยาง (peptizer) เช่น pepton และ struktol เป็นต้น สารบางตัวช่วยควบคุมไม่ให้ยางมีความอ่อนตัวสูงมากเกินไป ซึ่งจะทำให้สารเคมีที่เป็นผงเข้าเนื้อยางได้ยากในระหว่างการบดผสม เพราะยางจะพันลูกกลิ้งยาก สารพวกนี้ ได้แก่ factice เป็นต้น สารหน่วง (retarder) จะใช้เมื่อต้องการชะลอไม่ให้ยางที่กำลังบดผสมคงรูปเสียก่อน (scorch) หรือที่เรียกว่า ยางตาย ตัวอย่างของสารหน่วงได้แก่ benzoic acid หรือ salicylic acid เป็นต้น สารทำให้เกิดฟอง (blowing agent) ใช้สำหรับการทำให้ยางฟูในการทำยางพองน้ำ ตัวอย่างของสารกลุ่มนี้ได้แก่ สาร sodium bicarbonate หรือ dinitrosopentamethylene tetramine เป็นต้น สารทำให้เกิดสี (pigments) อาจเป็นสื่อนินทรีย์ เช่น cadmium sulphide (ให้สีแดงเข้ม-ส้มและเหลือง) chromium oxide (ให้สีเขียวขุ่น) และ titanium dioxide (ให้ยางมีสีขาวมีความสว่างหรือช่วยให้ยางสีต่างๆ มีสีที่สดขึ้น) ส่วนสีที่เป็นสื่อนินทรีย์จะให้สีสดและทนต่อความร้อนได้ดีกว่าสื่อนินทรีย์

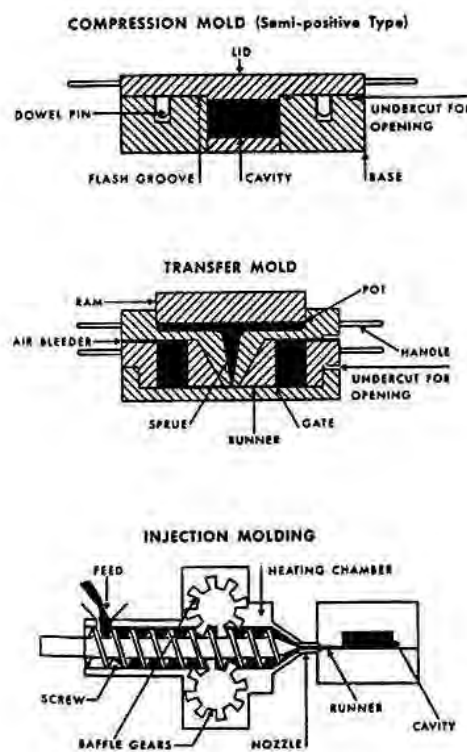
2.4.2.2 การบดยางและการผสมสารเคมี เนื่องจากยางธรรมชาติมีขนาดโมเลกุลใหญ่ การบดยางทำให้โมเลกุลของยางที่มีสายโซ่ยาวขาดออกจากกัน เพื่อลดความแข็งและความหนืดของยาง สมบัติของยางที่สำคัญสำหรับการบดผสมคือ ความหนืด (viscosity) ถ้ายางมีความหนืดสูงจะทำให้การบดผสมเป็นไปได้ยาก เนื่องจากสารเคมีจะเข้าผสมกับยางได้ยากและจะใช้พลังงานในการบดผสมสูง ด้วยเหตุนี้ก่อนการใส่สารเคมีลงไป จึงต้องมีการลดความหนืดโดยการบดยางให้หืน ในบางกรณีอาจมีการเติมสารช่วยย่อยโมเลกุลเพื่อให้ยางหืนเร็วขึ้น โดยทั่วไปการบดยางจะกระทำในเครื่องบดซึ่งอาจใช้เครื่องบดระบบปิด (internal mixer) หรือเครื่องบดสองลูกกลิ้ง (two-roll mill) ซึ่งเป็นระบบเปิด ขั้นตอนนี้ยางถูกทำให้หืนโดยโมเลกุลของยางถูกทำให้ฉีกขาด เพราะแรงเฉือนจากเครื่องบดและจะใช้ระยะเวลาในการบดนานเพียงใดนั้นขึ้นอยู่กับความหนืดเริ่มต้นของยาง ถ้ายางมีความหนืดสูงมาก (โดยเฉพาะยางธรรมชาติ) ก็ต้องบดนาน อุณหภูมิของการบดควรต่ำกว่า 100°C เพื่อป้องกันยางเสื่อมสภาพเนื่องจากความร้อน การที่เครื่องบดยางระบบเปิดสองลูกกลิ้งทำให้ยางหืนลงได้นั้น เกิดจากปัจจัย คือ ความเร็วของลูกกลิ้งทั้งสองไม่เท่ากัน ซึ่งจะทำให้โมเลกุลของยางเกิดการฉีกขาด ออกซิเจนในชั้นบรรยากาศทำให้โมเลกุลที่ขาดออกจากกันไม่กลับมารวมตัวกันใหม่ได้ และอุณหภูมิของลูกกลิ้ง นอกจากนี้การตัดย่อยโมเลกุลยางทำให้ยางวัลคาไนซ์หืน เปลี่ยนรูปได้ดีขึ้น เนื่องจากโมเลกุลของยางมีขนาดเล็กจึงเหมาะสำหรับนำไปประยุกต์ใช้งานที่ต้องการควบคุมและกระจายแรงที่ดี (บุญธรรม และปรีชา, 2534)

2.4.2.3 การขึ้นรูปยาง ในการขึ้นรูปยางจะใช้ต้องควบคุมให้ชิ้นงานอยู่ภายใต้ความดันประมาณ 2,500 psi และให้ความร้อนที่อุณหภูมิประมาณ 150°C โดยอาจสูงหรือน้อยกว่านี้ตามความเหมาะสม และต้องกำหนดเวลาที่แน่นอนเพื่อให้ยางคงรูปได้อย่างสมบูรณ์ เวลาที่ใช้ในการอัดให้ความร้อนได้จากการทดสอบชิ้นตัวอย่างยางคอมปาวด์ โดยการขึ้นรูปยางคอมปาวด์ให้เป็นยางคงรูปหรือผลิตภัณฑ์ทำได้ 4 วิธีคือ การใช้แม่พิมพ์ (Molding) การอัดผ่านดาย (Extruding) การใช้เครื่องคาลินเดอร์ (Calender) และการฉาบสารละลายยางบนผ้า (Spreading on fabric from rubber solution)

1) การใช้แม่พิมพ์ (moulding) แม่พิมพ์ที่ใช้ขึ้นรูปมีหลายแบบ ได้แก่ แบบอัด (compression mould) แบบกึ่งฉีด (transfer mould) และแบบฉีด (injection mould) รูปที่ 2.31 แสดงลักษณะของแม่พิมพ์แบบต่างๆ แม่พิมพ์แบบอัดเป็นแม่พิมพ์แบบง่ายและราคาถูก ใช้กันอย่างกว้างขวางในการทำผลิตภัณฑ์ทั่วไป แม่พิมพ์แบบกึ่งฉีดจะถูกอัดจากส่วนของแม่พิมพ์ที่เรียกว่า Pot เข้าไปยังช่องของแม่พิมพ์ที่เป็นรูปร่างของผลิตภัณฑ์ โดยแม่พิมพ์แบบกึ่งฉีดนี้สามารถใช้ผลิตภัณฑ์ที่ซับซ้อนได้ แม่พิมพ์แบบฉีดเป็นแบบที่ได้รับการพัฒนามาจาก 2 แบบแรก ซึ่งจะประกอบด้วยเครื่องที่เป็นส่วนทำให้ยางนุ่มแล้วฉีดเข้าพิมพ์ เครื่องฉีดและแม่พิมพ์แบบนี้ราคาสูงมาก แต่จะให้อัตราเร็วในการผลิตสูง เหมาะกับการผลิตชิ้นส่วนที่ซับซ้อนและมีปริมาณการผลิตสูง

2) การอัดผ่านตาย (extrusion) เครื่องอัดแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ ชนิดที่อาศัยแรงอัดจากแรม (ram) และชนิดที่อาศัยแรงอัดจากการหมุนของสกรู (screw) ชนิดหลังเป็นชนิดที่ใช้กันอย่างกว้างขวางและเรียกกันว่า extruder ผลิตภัณฑ์ยางที่ขึ้นรูปโดยใช้เทคนิคนี้ได้แก่ ท่อยาง ยางหุ้มสายเคเบิล และยางรัดของ เป็นต้น โดยปกติยางที่ได้จากการขึ้นรูปด้วยเทคนิคนี้จะต้องผ่านการอบให้ยางคงรูปในหม้ออบไอน้ำหลังจากดันยางออกจากตายแล้ว

3) การใช้เครื่องคาลเ็นเดอร์ (calender) เครื่อง calender คือเครื่องที่ประกอบด้วยชุดของลูกกลิ้งจำนวน 2 3 หรือ 4 ลูก ที่ทำจากเหล็กหล่อผิวหน้าขัดเรียบ ปกติจะใช้เครื่อง calender ในการขึ้นรูปผลิตภัณฑ์ที่เป็นแผ่นเรียบ มีความหนาและความกว้างสม่ำเสมอหรือเพื่อการฉาบยางบางๆ ลงบนผ้าหรือแผ่นใยลวด (coating) ผลิตภัณฑ์เหล่านี้ ได้แก่ สายพานลำเลียง ยางแผ่นเรียบใช้ในงานปูพื้นต่างๆ เช่น ยางแผ่นปูอ่างน้ำยางบุถ้ง เป็นต้น ผลิตภัณฑ์ที่ขึ้นรูปด้วยเทคนิคนี้จำเป็นต้องผ่านกระบวนการอบให้คงรูปก่อนนำไปใช้งาน



รูปที่ 2.31 การขึ้นรูปโดยแม่พิมพ์แบบต่างๆ (ที่มา : หน่วยเทคโนโลยียาง คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล)

2.4.3 การทดสอบยาง

จากการสืบค้นข้อมูลของหน่วยเทคโนโลยียาง คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ได้ให้ข้อมูลการทดสอบที่เกี่ยวข้องกับอุตสาหกรรมยาง แบ่งออกได้เป็น 3 กลุ่มใหญ่ๆ ได้แก่ การทดสอบคุณภาพยางดิบ การทดสอบสมบัติในกระบวนการผลิต (processibility) และการทดสอบสมบัติของยางที่คงรูปแล้ว (vulcanizate properties)

2.4.3.1 การทดสอบคุณภาพของยางดิบ จะทดสอบสมบัติทางกายภาพของยางเป็นส่วนใหญ่ ถ้าเป็นยางธรรมชาติจะมีการทดสอบสิ่งเจือปน ความชื้น และสารประกอบบางอย่าง เช่น ไนโตรเจน ผงถั่ว ความอ่อนตัวและดัชนีความอ่อนตัวของยาง (plasticity and plasticity retention index) ค่าความหนืดมูนนี่ (Mooney viscosity) ส่วนยางสังเคราะห์มักทดสอบเฉพาะค่าความหนืดมูนนี่

2.4.3.2 การทดสอบสมบัติในกระบวนการผลิต สมบัติที่จำเป็น ได้แก่ ความนุ่ม ความแข็งของยาง ซึ่งแสดงในรูปของค่าความหนืดมูนนี่ กรณีที่ต้องการศึกษาการไหล (rheology) ก็ต้องใช้เครื่อง capillary rheometer ในการศึกษาลักษณะการคงรูปของยางก็จะวัดโดยใช้เครื่อง oscillating disc rheology หรือ moving die rheology เป็นต้น

2.4.3.3 การทดสอบสมบัติของยางคงรูป สมบัติพื้นฐานของยางคงรูปที่ต้องทดสอบ ได้แก่ สมบัติการดึงยาง (tensile properties) เช่น ค่าความทนทานต่อแรงดึง (tensile strength) ค่าโมดูลัส (modulus) และค่าความยืดสูงสุด (elongation at break) สมบัติการทนทานต่อการฉีกขาด (tear strength) ความแข็ง (hardness) การหักงอ (flex cracking) การล้าตัว (fatigue) การต้านทานโอโซน (ozone resistance) การกระด้าง (rebound resilience) ความทนทานต่อการขัดสี (abrasion resistance) การยุบตัว (compression set) การเกิดความร้อนสะสม (heat build-up) เป็นต้น

2.4.4 สมบัติทั่วไปของยางคงรูปหรือยางวัลคาไนซ์ (vulcanizate)

2.4.4.1 ความแข็ง (hardness) ยางธรรมชาติสามารถวัลคาไนซ์ให้มีความแข็งที่ต่าง ๆ กันได้ ตั้งแต่นุ่มมาก (เช่น 30 - 50 IRHD (International Rubber Hardness Density)) ไปถึงความแข็งของยางอีโพนต์ (มากกว่า 98 IRHD) การปรับค่าความแข็งทำได้โดยการปรับปริมาณสารตัวเติมหรือกำมะถัน โดยช่วงกำมะถันประมาณ 10 - 20 phr จะให้ยางที่มีความแข็งคล้ายหนัง (leather like) การใช้กำมะถันประมาณ 30 - 50 phr ทำให้ได้ยางอีโพนต์

2.4.4.2 ความต้านทานการทนต่อแรงดึง (tensile strength) แม้ไม่ได้เติมสารตัวเติม (gam vulcanizate) สามารถคอมปาวด์ให้มีความแข็งแรงสูงถึงประมาณ 30 MPa จึงเหมาะที่จะใช้ในการผลิตผลิตภัณฑ์บางชนิด เช่น ถุงมือยาง ถุงยางอนามัย ยางรัดของ เป็นต้น

2.4.4.3 ความสามารถในการยืด (elongation at break) ยางธรรมชาติที่ไม่เติมสารตัวเติมจะสามารถยืดได้สูงถึง 1000 % และความสามารถนี้จะเพิ่มตามการเพิ่มปริมาณสารตัวเติม และตามระดับของพันธะวัลคาไนซ์ ที่ดี มีความยืดหยุ่น (Elasticity) สูง ในขณะที่มีความร้อนภายใน (heat build-up) ที่เกิดขณะใช้

งานต่ำ และมีสมบัติการเหนียวติดกัน (tack) ที่ดี จึงเหมาะสำหรับการผลิตยางรถบรรทุก ยางล้อเครื่องบิน หรือใช้ผสมกับยางสังเคราะห์ในการผลิตยางรถยนต์ เป็นต้น

2.4.4.4 ความต้านทานต่อการฉีกขาด (tear resistance) สูง ทั้งที่อุณหภูมิต่ำและอุณหภูมิสูง จึงเหมาะสำหรับการผลิตยางกระเปาะน้ำร้อน เพราะในการแกะชิ้นงานออกจากเบ้าในระหว่างกระบวนการผลิตจะต้องดึงชิ้นงานออกจากเบ้าพิมพ์ในขณะที่ร้อน ยางที่ใช้จึงต้องมีค่าความต้านทานต่อการฉีกขาดขณะร้อนสูง

2.4.4.5 ความสามารถในการกระด้างตัวและฮิสเทอรีซิส (elastic rebound and Hysteresis) ยางธรรมชาติสามารถกระด้างตัวได้สูงกว่ายางอื่น ๆ ยกเว้นยางบิวทาไดอินเท่านั้น การกระด้างตัวของยางธรรมชาติสูงประมาณร้อยละ 70 เมื่อไม่เติมสารตัวเติมและจะลดลงตามปริมาณสารตัวเติมที่เพิ่มขึ้น

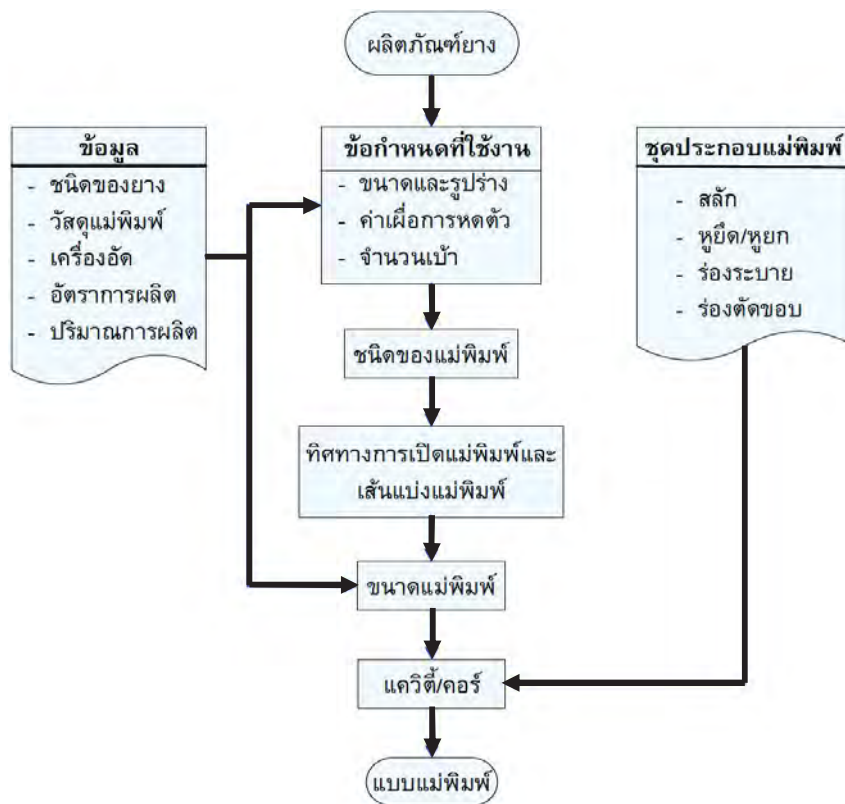
2.4.4.6 การใช้งานที่อุณหภูมิต่ำ (low temperature flexibility) มีความสามารถยืดหยุ่นได้ดีที่อุณหภูมิต่ำ

2.3.4.7 ความทนทานต่อการเสื่อมสภาพ (aging resistance) ยางธรรมชาติไม่เหมาะกับงานหลายชนิดเช่น ที่มีอุณหภูมิสูงและมีโอโซน แต่สามารถต้านการเสื่อมสภาพได้โดยการใส่สารป้องกันการเสื่อมสภาพและใช้ตัวเร่งประเภทไฮโดรโซล โดยใช้เวลาระยะเวลาในการวัลคาไนซ์ช่วงสั้นๆ และอุณหภูมิในการวัลคาไนซ์ไม่สูงเกินไป อย่างไรก็ตามยางธรรมชาติก็ทนต่อการเสื่อมสภาพไม่ดีเท่ายางสังเคราะห์บางชนิด ส่วนความทนทานต่อความร้อน (Heat resistance) ยางธรรมชาติไม่เหมาะกับการใช้งานที่อุณหภูมิสูงกว่า 70 °C เป็นระยะเวลานาน

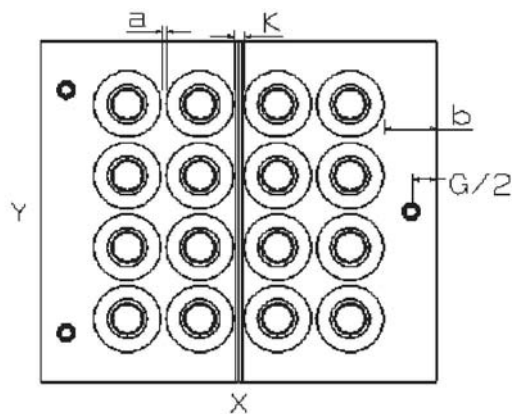
2.5 การออกแบบแม่พิมพ์อัด (compressive mold)

การใช้แม่พิมพ์ขึ้นรูปอย่างเป็นวิธีการทำให้ยางเกิดเป็นรูปร่างของผลิตภัณฑ์พร้อมๆ กับการเกิดปฏิกิริยาการวัลคาไนซ์ด้วยความร้อนและแรงอัด โดยแม่พิมพ์อัดเป็นแม่พิมพ์ชนิดหนึ่งในการแปรรูปผลิตภัณฑ์ยางที่นิยมใช้ในปัจจุบัน เนื่องจากสามารถออกแบบและผลิตได้ง่าย อีกทั้งยังมีต้นทุนในการผลิตที่ต่ำกว่าแม่พิมพ์ชนิดอื่นๆ (ซุกี และคณะ, 2550) แม่พิมพ์อัดประกอบด้วยเบ้าตัวเมีย (Cavity) และเบ้าตัวผู้ (Core) ในกระบวนการออกแบบแม่พิมพ์ต้องพิจารณาข้อมูลต่างๆ ดังได้แสดงไว้ในรูปที่ 2.32 ข้อมูลเบื้องต้นที่จะต้องพิจารณาได้แก่ ขนาดชิ้นงาน เครื่องอัด และจำนวนเบ้า โดยทั่วไปแม่พิมพ์อัดแบ่งได้ 2 ประเภทคือ แม่พิมพ์อัดชนิด 2 แผ่น และแม่พิมพ์อัดชนิด 3 แผ่น ซึ่งแม่พิมพ์อัดชนิด 2 แผ่น ใช้ในการขึ้นรูปชิ้นงานที่มีรูปร่างไม่ซับซ้อนและหนาไม่เกิน 20 mm ส่วนแม่พิมพ์อัดชนิด 3 แผ่น ใช้ขึ้นรูปชิ้นงานที่มีความซับซ้อน เช่น ในกรณีที่แม่พิมพ์แบบ 2 แผ่นไม่สามารถดึงชิ้นงานออกจากเบ้าได้ และใช้กับชิ้นงานที่มีความหนามากกว่า 20 mm วัสดุทำแม่พิมพ์ต้องเป็นเหล็กที่ใช้น้ำความร้อนได้ดี ในอุตสาหกรรมแม่พิมพ์อัดขึ้นรูปผลิตภัณฑ์ยางมักนิยมใช้วัสดุแม่พิมพ์เป็นเหล็กเกรด S50C ทิศทางการเปิดแม่พิมพ์ต้องเลือกทิศทางที่สามารถดึงชิ้นงานออกได้ง่ายโดยพิจารณาเลือกทิศทางจากระนาบของชิ้นงานที่มีพื้นที่หน้าตัดมากที่สุด ซึ่งมีเส้นแบ่งแม่พิมพ์เป็นส่วนกำหนดตำแหน่งการเปิดปิดของแม่พิมพ์และแบ่งแม่พิมพ์ออกเป็นสองส่วน ขนาดของแม่พิมพ์จะขึ้นอยู่กับการขึ้นรูปชิ้นงาน และขนาดของเครื่อง

อัตราที่ใช้ในการขึ้นรูป รูปที่ 2.32 ได้แสดงสัดส่วนของแม่พิมพ์ในรูปของตัวแปรซึ่งใช้ในการคำนวณหาขนาดของแม่พิมพ์



รูปที่ 2.32 แสดงกระบวนการออกแบบแม่พิมพ์ (ชุกรี และคณะ 2550)



รูปที่ 2.33 แสดงสัดส่วนของแม่พิมพ์อัด (ชุกรี และคณะ 2550)

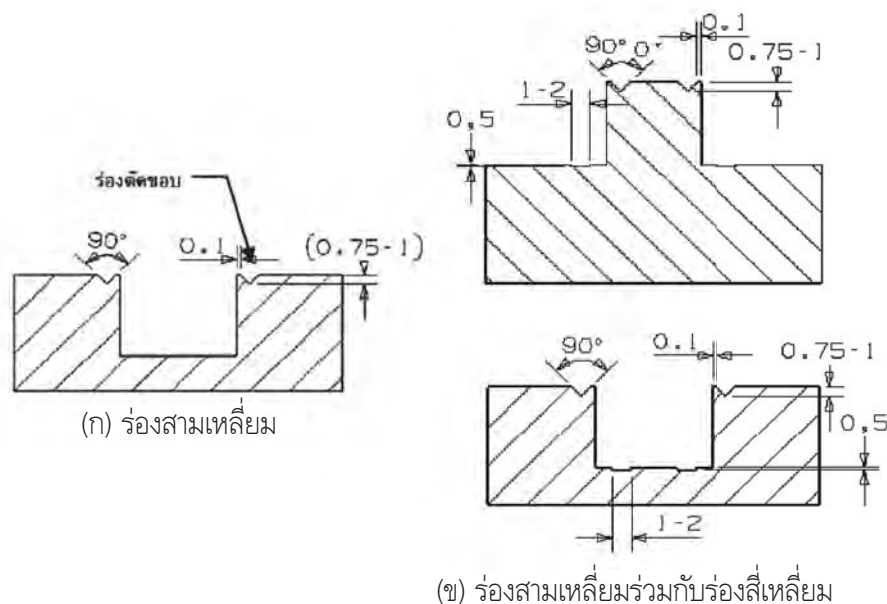
ตัวแปรดังแสดงในรูปที่ 2.33 ใช้คำนวณหาขนาดของแม่พิมพ์อัดได้โดยอาศัยสมการต่อไปนี้

$$X = N_x (D + a) + ka + G \quad (2.52)$$

$$Y = N_y (D + a) + b \quad (2.53)$$

โดยที่	D	คือ ขนาดของส่วนที่โตสุดของชิ้นงาน
	a	คือ ระยะห่างระหว่างเบ้าอย่างน้อย 5 mm
	N_x	คือ จำนวนเบ้าในแนว X
	N_y	คือ จำนวนเบ้าในแนว Y
	G	คือ ระยะการวางสลักเท่ากับ 80 mm
	b	คือ ระยะห่างขอบเบ้าถึงขอบแม่พิมพ์ด้านที่ไม่ได้วางสลักเท่ากับ 40 mm
	k	คือ ระยะเผื่อการวางร่องระบาย

แม่พิมพ์จะประกอบกันได้ในตำแหน่งที่ถูกต้องโดยสลักนำ ซึ่งประกอบด้วย สลักตัวผู้ (pin) และสลักตัวเมีย (bush) ในกรณีที่แม่พิมพ์มีขนาดที่ไม่เกิน 400 mm จะใช้สลักแบบ 3 ตัว และถ้ามีขนาดเกิน 400 mm จะใช้สลักแบบ 4 ตัว ชิ้นงานยางจะถูกตัดออกจากส่วนที่เป็นครีبد้วยร่องตัดของ (cutting line) ซึ่งปัจจุบันนิยมใช้ 2 แบบคือ แบบร่องสามเหลี่ยมโดยจะสร้างบนเบ้าตัวเมียดังรูปที่ 2.34 (ก) และแบบสามเหลี่ยมร่วมกับร่องสี่เหลี่ยม ร่องสามเหลี่ยมจะสร้างบนเบ้าตัวเมียเช่นกัน แต่ร่องสี่เหลี่ยมจะสร้างบนเบ้าตัวผู้ดังรูปที่ 2.34 (ข) ในการขึ้นรูปยางด้วยแม่พิมพ์อัดจะต้องใช้อย่างในปริมาณที่มากพอจนยางเต็มแม่พิมพ์และล้นออกมา ร่องระบายยางซึ่งอยู่บนเบ้าแผ่นล่างจะช่วยให้ยางไหลตัวได้ดีขึ้นจึงทำให้ได้ชิ้นงานที่มีความสมบูรณ์ (ชุกรี และคณะ, 2550)



รูปที่ 2.34 แสดงลักษณะและขนาดของร่องตัดขอบของแม่พิมพ์ (ชุกรี และคณะ 2550)

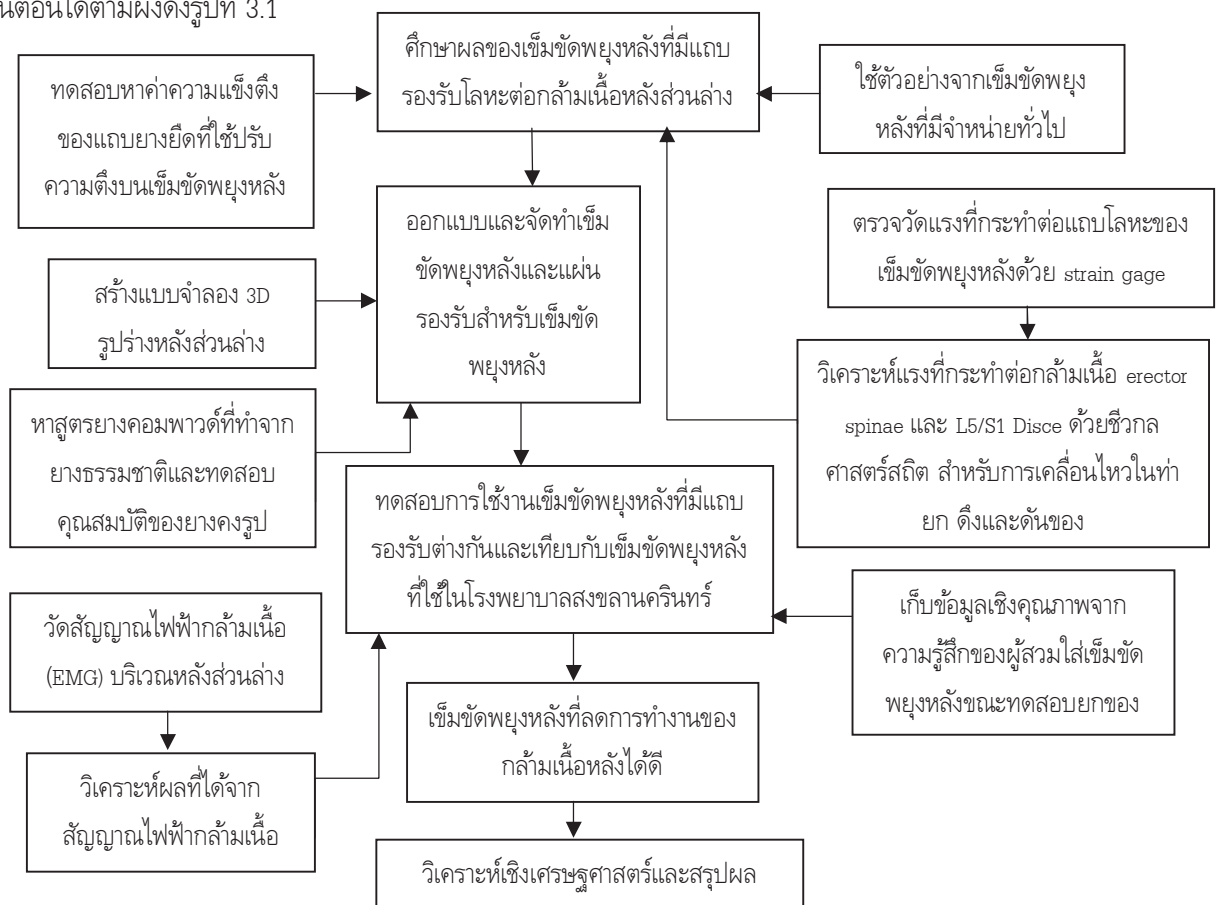
บทที่ 3

วิธีการและอุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

สมมุติฐานในงานวิจัยนี้คือ แถบรองรับในเข็มขัดพุงหลังเป็นวัสดุที่สามารถลดแรงกดและแรงเฉือนที่กระทำต่อหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spine ได้ และหากนำแผ่นยางธรรมชาติซึ่งมีคุณสมบัติเป็นวัสดุไฮเปอร์อีลาสติกเช่นเดียวกับกล้ามเนื้อ ให้มีคุณสมบัติเชิงกล ขนาด รูปร่าง และติดตั้งในตำแหน่งที่เหมาะสมมาใช้ แผ่นยางรองรับที่ทำจากยางธรรมชาติก็จะสามารถลดแรงที่กระทำต่ออวัยวะดังกล่าวได้ดีกว่าการใช้แถบโลหะเป็นวัสดุรองรับเพียงอย่างเดียว จากสมมุติฐานข้างต้นนำมาสู่วิธีดำเนินการวิจัย วัสดุ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในแต่ละขั้นตอนของการวิจัย

3.1 วิธีดำเนินการวิจัย

การดำเนินการวิจัยในการศึกษาอิทธิพลของแผ่นรองรับยางธรรมชาติในเข็มขัดพุงหลังต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างและนำไปสู่การออกแบบและทดสอบการใช้งานเข็มขัดพุงหลัง สามารถเขียนเป็นขั้นตอนได้ตามผังดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ผังแสดงการดำเนินการวิจัย

3.1.1 การศึกษาทดลองผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง

ผลที่ได้จากการศึกษานี้เป็นตัวบ่งชี้ที่สำคัญถึงภาระที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง ในขณะที่ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบโลหะเป็นวัสดุรองรับและเคลื่อนไหวในท่ายก ดึง และดันของ การศึกษาเพื่อทราบถึงผลดังกล่าวมีลำดับขั้นตอนดังนี้

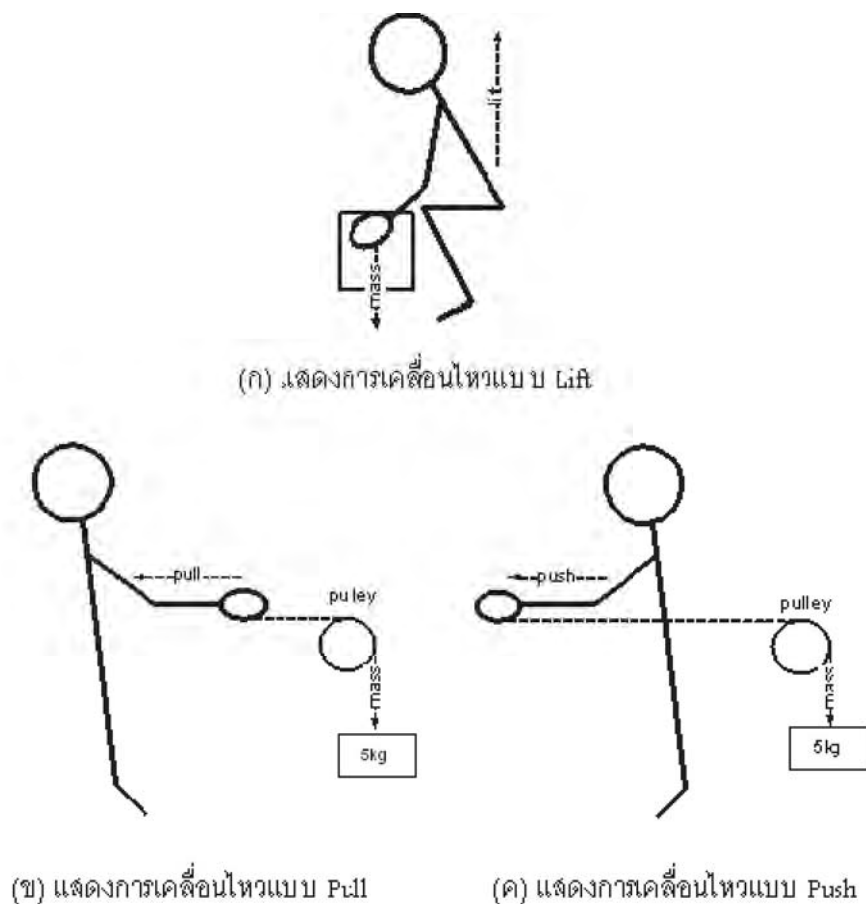
3.1.1.1 การทดสอบหาค่าความแข็งตึง (stiffness) ของแถบยางยืดที่ใช้ปรับความตึงในการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง ความตึงที่เกิดขึ้นบนเข็มขัดพยุงหลังเมื่อสวมใส่เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อแรงที่กระทำและเพื่อให้ทราบถึงผลที่จะเกิดขึ้นจากตัวแปรนี้จึงจำเป็นต้องทราบค่าความแข็งตึง (stiffness, k) ของแถบยางยืด โดยการทดสอบนี้ใช้หลักการของสปริงจากกฎของฮุค (Hooke's Law) ซึ่งเขียนได้เป็นสมการที่ (3.1)

$$F = kx \quad (3.1)$$

โดยที่	F	คือ แรงที่กระทำซึ่งในทันทีคือแรงดึง (N)
	k	คือ ค่าความแข็งตึงของแถบยางยืด (N/m)
	x	คือ ระยะการยืดตัว (m)

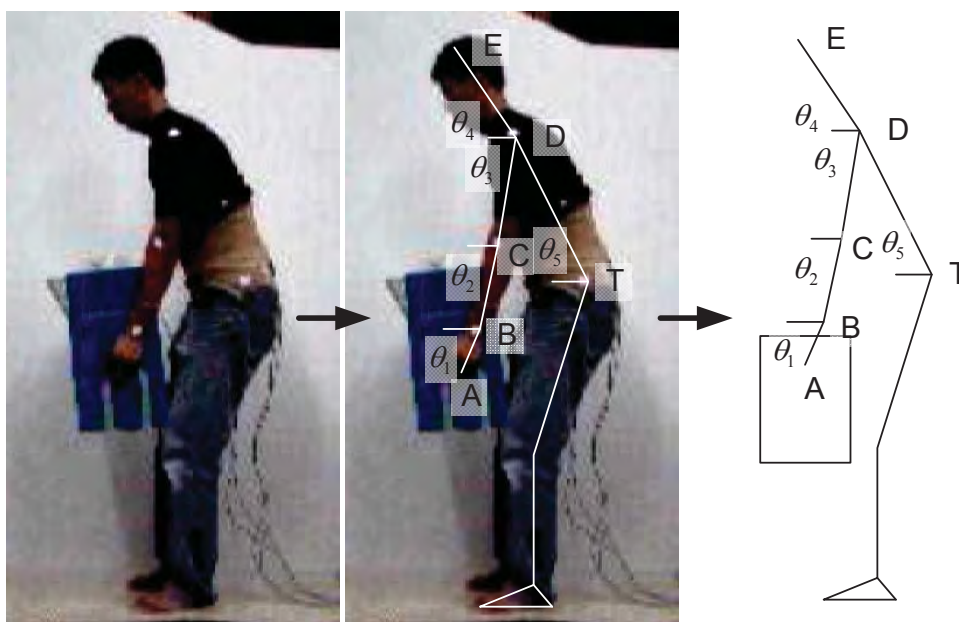
วัดระยะและบันทึกผลยืดตัวของยางยืดของเข็มขัดพยุงหลัง โดยใช้ก้อนน้ำหนักจากน้อยไปหามาก ทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง จึงคำนวณหาค่าความแข็งตึงจากความชันของกราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงกับระยะยืด

3.1.1.2 การศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงตึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง erector spinae ใช้กลุ่มตัวอย่างประกอบด้วยชาย 3 คน อายุ 20 - 25 ปี บันทึกข้อมูลส่วนตัว เช่น อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก ค่าดัชนีมวลกาย (Body Mass Index, BMI) และประวัติอาการปวดหลัง (ถ้ามี) กำหนดท่าทางในการศึกษาทั้งหมด 3 ท่าทางคือ ยกของ (Lift) ดึงของ (Pull) และดันของ (Push) (Cholewicki และ McGill, 1996) เคลื่อนไหวในท่าทางดังกล่าวในขณะที่ใส่และไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง ในกรณีที่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง ปรับความตึงบนเข็มขัด 2 ระดับคือ 25 N และ 38 N ตามลำดับ ภาระงานที่ร่างกายต้องกระทำขึ้นอยู่กับท่าทางที่กลุ่มตัวอย่างปฏิบัติ ในท่ายกของมี 3 เงื่อนไขคือ ใช้มือสองมือ ยกกล่องเปล่า ยกกล่องมวล 10 kg และยกกล่องมวล 20 kg ตามลำดับ ท่าดึงของมี 2 เงื่อนไขคือ ใช้แขนข้างที่ถนัดการเคลื่อนไหวในท่าดึงแต่ไม่มีแรงภายนอกมากระทำกับใช้แขนข้างที่ถนัดการเคลื่อนไหวในท่าดึงเพื่อดึงมวล 5 kg ที่ผูกติดกับรอก ในส่วนของท่าดันของมี 2 เงื่อนไขคือ ใช้แขนข้างที่ถนัดเคลื่อนไหวในท่าดันแต่ไม่มีแรงภายนอกมากระทำ กับใช้แขนข้างที่ถนัดดันมวล 5 kg ที่ผูกติดกับรอก ใช้เวลาในการเคลื่อนไหวและบันทึกภาพเป็นเวลา 15s ในท่าก้มยก และเป็นเวลา 12s ในท่าดึงและดัน ซึ่งลักษณะท่าทางในการประเมินทางชีวกลศาสตร์ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 3.2 สัญญาณไฟฟ้าจากगेजวัดความเครียดถูกบันทึกในขณะที่กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวในท่าทางดังกล่าว



รูปที่ 3.2 แสดงท่าทางในการประเมินทางชีวกลศาสตร์

วิธีการวิเคราะห์ข้อมูลแบ่งเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนภาพเคลื่อนไหวและส่วนสัญญาณไฟฟ้า โดยแปลงภาพเคลื่อนไหวเป็นภาพนิ่ง 1 ภาพต่อ 1 วินาที จะได้ 15 ภาพในส่วนของการท่าก้มยกและ 12 ภาพในส่วนของการท่าดึงและดัน นำภาพนิ่งแต่ละภาพเขียนผัง free body โดยใช้ซอฟต์แวร์เขียนแบบสองมิติ (Hashemirad, F และคณะ 2009) ดังรูปที่ 3.3 แสดงการเขียนผัง free body ในท่ายกของ ซึ่งผัง free body ส่วนนี้สามารถใช้วิเคราะห์ตามหลักของชีวกลศาสตร์ได้ ทำให้ทราบถึงโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อโครงสร้างของร่างกายส่วนต่างๆ เริ่มจาก มือ แขนท่อนล่าง แขนท่อนบน ศีรษะ และลำตัวตามลำดับ



รูปที่ 3.3 แสดงการเขียนผัง free body ในท่ายกของ

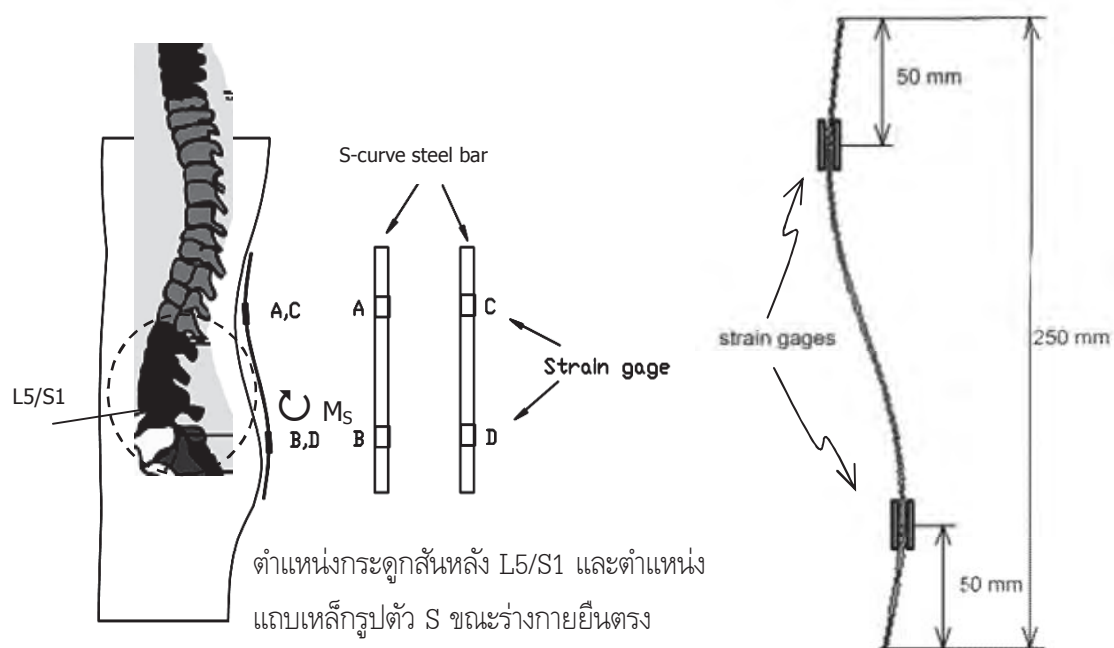
แถบโลหะ 2 ชั้นในเข็มขัดพยางหลังทำหน้าที่หลักในการรับแรงโดยตรงเมื่อมีการเคลื่อนไหวของลำตัว การวัดปริมาณแรงดังกล่าวซึ่งเป็นแรงดัดทำโดยใช้เกจวัดความเครียด ขณะมีแรงมากจะทำให้แถบโลหะโค้ง เกจวัดวัดความเครียดจะยืดหรือหดตัวควบคู่กับพฤติกรรมของแถบโลหะ ทำให้ความต้านทานของเกจวัดความเครียดเปลี่ยนแปลง ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงสัญญาณจากวงจรบริดจ์ที่อยู่ในรูปแรงดันไฟฟ้า ค่าแรงดันไฟฟ้าง่ายดังกล่าวบอกถึงปริมาณความเครียดที่เกิดขึ้นบนแถบโลหะ ความถี่ของการเก็บสัญญาณไฟฟ้าทำที่ Sampling rate 10 kHz บันทึกค่าเฉลี่ยเหลือ 10 Samples/Sec สัญญาณไฟฟ้าง่ายดังกล่าวถูกปรับค่าเริ่มต้นให้เท่ากับค่าที่ได้จากการปรับเทียบในขณะที่แถบโลหะขณะยังไม่ได้รับแรง ตำแหน่งการติดเกจวัดความเครียดแสดงดังในรูปที่ 3.4 การแปลงสัญญาณไฟฟ้าจากเกจวัดความเครียดเป็นโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กโดยใช้สมการต่อไปนี้

$$e_0 = \frac{E_0}{2} K_s \cdot \varepsilon_0 \quad (3.2)$$

$$M = \frac{E S e_0}{E_0 K_s} \quad (3.3)$$

โดยที่	σ	คือ ค่าความเค้นดัด (Pa)
	ε_0	คือ ค่าความเครียด
	M	คือ โมเมนต์ดัด (N-m)
	E	คือ Young's modulus (Pa)

- E_0 คือ แรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้แก่วงจร (V)
- K_0 คือ ค่าคงที่เฉพาะของเกจวัดความเครียด (สำหรับสเตรนเกจ KFG-5-120-C1-23 มีค่าเท่ากับ 2.12)
- S คือ Section modulus (m^3)



รูปที่ 3.4 แสดงตำแหน่งติดตั้งเกจวัดความเครียดบนแถบโลหะ

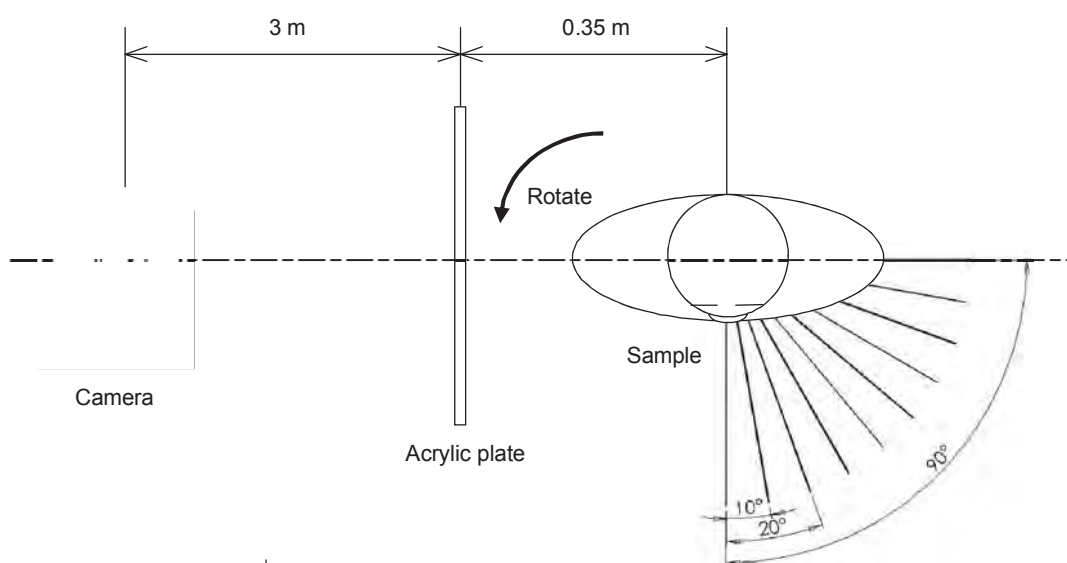
ผลจากหลักชีวกลศาสตร์ และข้อมูลสัญญาณจากเกจวัดความเครียดถูกวิเคราะห์ร่วมกัน โดยนำค่าโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบโลหะที่คำนวณได้และจากหลักการแรงปฏิกิริยาเท่ากับแรงกิริยาตามกฎของนิวตัน ทำให้ทราบถึงโมเมนต์ที่แท้จริงที่เกิดขึ้นบริเวณเอว ทำให้สามารถประเมินถึงแรงที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 และแรงดึงที่เกิดขึ้นบนกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ได้ ลักษณะของแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc และบนแถบเหล็กรูปตัว S ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 3.5 ผลการวิเคราะห์ดังกล่าวจะบ่งชี้ถึงความสามารถของเข็มขัดพยุงหลังในการช่วยลดแรงกระทำที่เกิดกับอวัยวะบริเวณหลังส่วนล่าง ซึ่งเป็นการลดความเสี่ยงที่จะเกิดอาการบาดเจ็บกับอวัยวะดังกล่าวได้ ในขณะเดียวกันโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในแถบโลหะยังเป็นข้อมูลที่สามารถนำไปใช้ในการวิเคราะห์พฤติกรรมของแถบรองรับรูปแบบอื่นๆ ในเข็มขัดพยุงหลังได้



รูปที่ 3.5 แสดงลักษณะของแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc และบนแถบเหล็กรูปตัว S

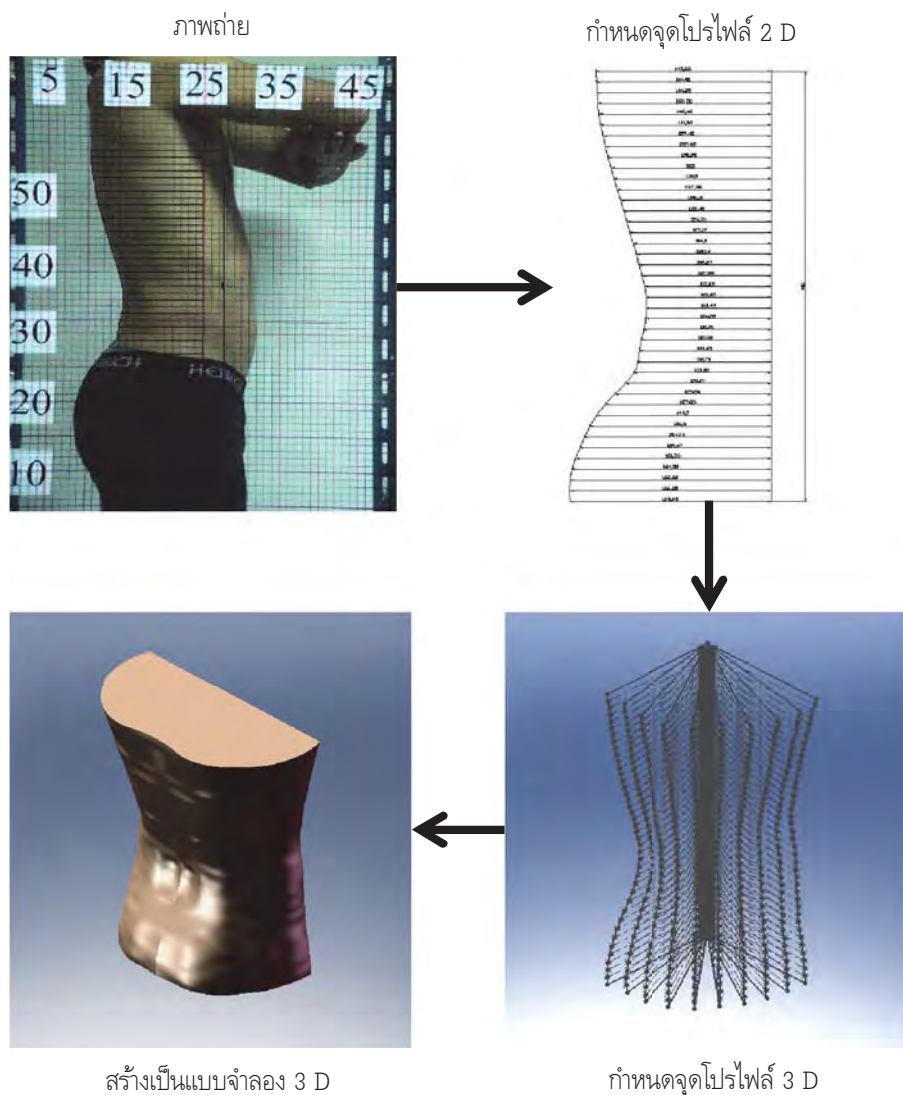
3.1.2 การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง

การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังต้องมีลักษณะที่สอดคล้องกับลำตัวบริเวณหลังส่วนล่างและใช้งานได้ง่ายโดยมีแผ่นยางรองรับเป็นชิ้นส่วนทำงานในลักษณะการรับแรงกดและตัดจากแถบโลหะ ดังนั้นแผ่นยางรองรับต้องมีความเหมาะสมในสองประการคือ ต้องมีขนาด รูปร่าง และตำแหน่งที่สอดคล้องกับหลังของมนุษย์ และมีคุณสมบัติความยืดหยุ่นของแผ่นยางใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง ดังนั้นในการดำเนินงานวิจัยการจึงสามารถแบ่งการศึกษาทดลองซึ่งต่อเนื่องจากกิจกรรมในหัวข้อที่ 3.1.1 ได้ดังนี้



รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะการเก็บข้อมูลภาพถ่าย

3.1.2.1 การสร้างแบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์ แบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์เป็นส่วนช่วยในการออกแบบแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง ทำให้แผ่นรองรับที่ออกแบบมีความสอดคล้องกับรูปร่างของหลังส่วนล่าง การสร้างแบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์ทำให้ทราบถึงรูปร่างและขนาดของหลังส่วนล่างรวมถึงความโค้งเว้าของหลังได้



รูปที่ 3.7 แสดงขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของหลังมนุษย์

การเก็บข้อมูลรูปร่างแผ่นหลังของมนุษย์ใช้กลุ่มตัวอย่างชาย 10 คน เก็บข้อมูลที่ละคนโดยการถ่ายภาพ กลุ่มตัวอย่างแต่ละคนจะยืนบนเบาะยืนที่สามารถหมุนได้ และกำหนดตำแหน่งการยืนอย่างชัดเจน จากโปร่งใสด้านหลังใช้แผ่นอะคริลิกที่ตีตารางขนาด 1 cm x 1 cm และถูกตั้งระดับด้วยลูกดิ่งและระดับน้ำ ในการเก็บข้อมูลให้กลุ่มตัวอย่างถอดเสื้อแล้วยืนบนเบาะยืนในท่าตรง ยืนแขนทั้งสองข้างชิดจากกันด้านหลังของลำตัวเพื่อไม่ให้แขนบังกล้องและหันด้านขวาเข้าหากล้อง ฉากอะคริลิกห่างจากจุดศูนย์กลางการหมุนของเบาะยืนเป็นระยะ

35 cm อยู่ระหว่างตัวอาสาสมัครกับกล้องถ่ายภาพและกล้องถ่ายภาพห่างจากฉากอะคริลิกเป็นระยะ 3 m ใช้ตำแหน่งสะดือของอาสาสมัครเป็นจุดอ้างอิงในการตั้งระดับความสูงของกล้องถ่ายภาพ ลักษณะการเก็บข้อมูลภาพถ่ายแสดงไว้ในรูปที่ 3.6 เมื่อบันทึกภาพ 1 ภาพเสร็จจึงหมุนตัวของอาสาสมัครทวนเข็มนาฬิกา 10 องศาโดยอาสาสมัครยังยืนนิ่ง ทำเช่นนี้ไปเรื่อยๆ จนครบ 90 องศา ทำให้ได้ภาพถ่าย 10 ภาพต่ออาสาสมัคร 1 คน นำภาพที่ได้มากำหนดจุดโปรไฟล์ของรูปร่างหลังด้วยซอฟต์แวร์เขียนแบบ 2 มิติ และหาค่าเฉลี่ยของโปรไฟล์ดังกล่าวจากอาสาสมัครทั้ง 10 คนนำค่าเฉลี่ยที่ได้มาสร้างเป็นแบบจำลองบนซอฟต์แวร์ 3 มิติ ซึ่งได้แสดงขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง 3 มิติของหลังมนุษย์ไว้ดังรูปที่ 3.7

3.1.2.2 การหาสูตรยางคอมปาวด์ที่ทำจากยางธรรมชาติ โดยคุณสมบัติความยืดหยุ่นของแผ่นยางรองรับในเข็มขัดพยางหลังต้องใกล้เคียงกับความยืดหยุ่นกล้ามเนื้อหลังบริเวณดังกล่าวในด้านการช่วยลดการทำงานของกล้ามเนื้อ แต่เนื่องจากไม่มีข้อมูลดังกล่าวที่จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติของยางกับการทำงานของกล้ามเนื้อ ดังนั้นจึงใช้สูตรยางแบบอ่อนเพื่อเป็นต้นแบบในการออกสูตรยาง 7 สูตรแล้วนำมาทดสอบคุณสมบัติเชิงกลและทดสอบการใช้งานร่วมกับเข็มขัดพยางหลังต่อไป โดยสูตรยางที่นำมาใช้อ้างอิงมาจากสูตรพื้นฐานซึ่งประกอบด้วยยางธรรมชาติและสารเคมีซึ่งมีหน้าที่และมีอัตราส่วนที่แตกต่างกันดังแสดงไว้ในตารางที่ 3.1 และในตารางที่ 3.2 เป็นปริมาณยางและสารเคมีในอัตราส่วนต่างๆ ซึ่งอยู่ในหน่วย part per hundred rubber (phr) ของสูตรยางที่กำหนดขึ้น

ตารางที่ 3.1 แสดงปริมาณของยางและสารเคมีต่างๆ ที่นำมาใช้หาสูตรยางทั่วไปในหน่วย part per hundred rubber (phr) (อาทิตย์ สวัสดิ์รักษา และคณะ 2552)

ยางและสารเคมี	ปริมาณ (phr)
STR 5L	100
Struktol	vary
MBT	0.5-1.5
Stearic acid	1-2
ZnO	3-5
Wingstay L	1-2
Spindle oil	vary
Sulphur	2-3

ตารางที่ 3.2 แสดงปริมาณของยางและสารเคมีต่างๆ ในสูตรยาง 7 สูตรที่นำมาขึ้นรูป

ยางและสารเคมี	สูตรที่ 1 (phr)	สูตรที่ 2 (phr)	สูตรที่ 3 (phr)	สูตรที่ 4 (phr)	สูตรที่ 5 (phr)	สูตรที่ 6 (phr)	สูตรที่ 7 (phr)
ยาง STR 5L	100	100	100	100	100	100	100
struktol	-	-	-	7	7	7	3
MBT	1	1	1	1	1	1	1
stearic acid	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
ZnO	4	4	4	4	4	4	4
wingstay L	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
spindle oil	20	10	-	20	10	-	10
sulphur	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5	2.5

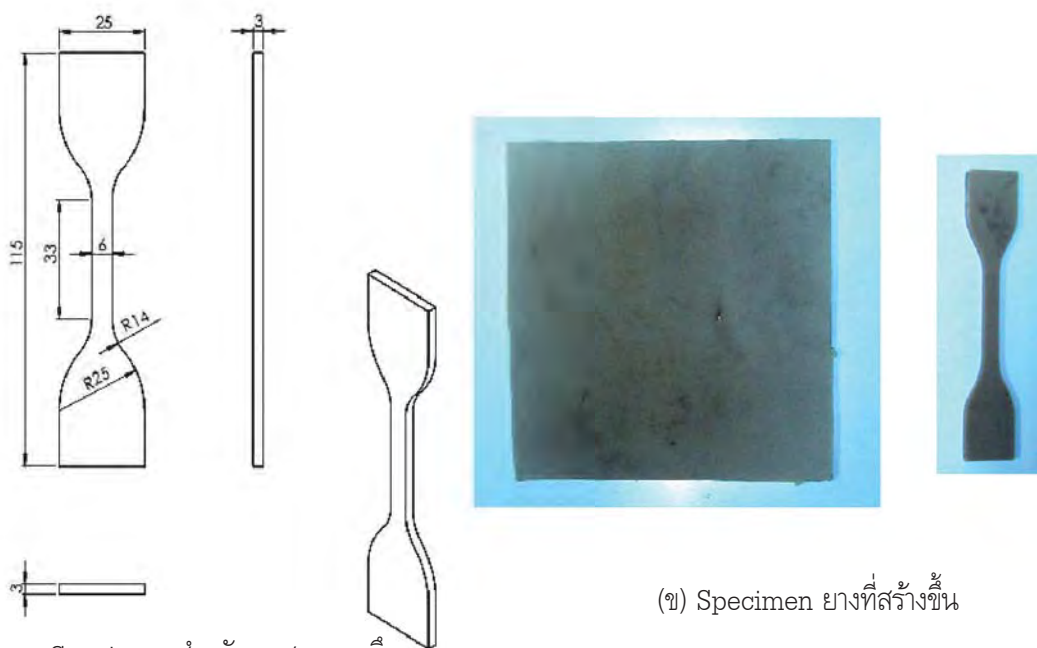
การปรับคุณสมบัติยางคงรูปทำโดยปรับปริมาณของสารเคมีสองชนิดคือ struktol และ spindle oil ซึ่งมีผลทำให้ยางที่คงรูปแล้วมีค่าความแข็งที่แตกต่างกัน ได้สูตรยาง 7 สูตร ดังตารางที่ 3.2 เมื่อกำหนดปริมาณยางและสารเคมีแล้วจึงทำการบดยางด้วยเครื่องบดผสมยางสองลูกกลิ้ง (two - roll mill) เป็นเวลา 20 นาที ผสมสารเคมีเรียงตามลำดับเริ่มจาก struktol จนถึง sulphur โดยใส่ spindle oil สลับกับสารเคมีชนิดอื่นได้ตลอดเพราะ spindle oil จะเข้ากับยางได้ยาก เมื่อใส่สารเคมีจนครบให้บดยางต่อจนสารเคมีกระจายตัวในเนื้อยางอย่างสม่ำเสมอก็จะได้อย่างคอมปาวด์ หลังจากนั้นเก็บยางคอมปาวด์ที่ได้ไว้ 24 ชั่วโมงเพื่อให้สารเคมีกระจายตัวเข้าเนื้อยาง แล้วนำชิ้นตัวอย่างยางคอมปาวด์มาทดสอบหาคุณสมบัติพื้นฐาน 2 ค่าคือ เวลาในการวัลคาไนซ์ของยางคอมปาวด์ที่อุณหภูมิ 150°C ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่ใช้โดยทั่วไป ด้วยเครื่องทดสอบหาเวลาในการวัลคาไนซ์ของยาง (Moving Die Rheometer, MDR) และหาค่าความหนืดที่อุณหภูมิ 100°C ด้วยเครื่องวัดค่าความหนืดของยาง (Mooney Viscometer, MV) เมื่อทราบถึงเวลาที่ยางคอมปาวด์ใช้ในการวัลคาไนซ์จึงนำยางดังกล่าวขึ้นรูปด้วยเครื่องอัดแก้วเพื่อสร้างชิ้นตัวอย่างสำหรับทดสอบค่าความแข็ง ทดสอบแรงดึง และทดสอบแรงกดในลำดับต่อไป

3.1.2.3 การทดสอบหาคุณสมบัติยางคงรูป การทดสอบคุณสมบัติของยางคงรูปในงานวิจัยนี้มี 3 การทดสอบคือ การทดสอบค่าความแข็ง การทดสอบการรับแรงดึงในแนวแกน และการทดสอบการรับแรงกด เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างคุณสมบัติของยางคงรูปกับผลการใช้งานในด้านการลดการทำงานของกล้ามเนื้อ จากสูตรยาง 7 สูตรในหัวข้อที่ 3.1.2.2 หากนำยางทั้ง 7 สูตรมาขึ้นรูปเป็นแผ่นยางรองรับเพื่อทดสอบการใช้งานร่วมกับเข็มขัดพยุงหลัง จะทำให้แผ่นรองรับต้นแบบมีจำนวนมากเกินไปซึ่งต้องใช้เวลาและค่าใช้จ่ายในการดำเนินการสูง และหากจะสรุปสูตรยางเพียงสูตรใดสูตรหนึ่งเพื่อนำไปขึ้นรูป ก็เป็นการยากที่จะระบุได้ว่าสูตรยางที่มีคุณสมบัติเช่นใดที่จะสามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้ดีที่สุด วิธีหนึ่งในการลดจำนวนของแผ่นยางต้นแบบและนำไปสู่สูตร

ยางที่เหมาะสมคือ การเลือกสูตรยาง 3 สูตรจาก 7 สูตร โดยสูตรยาง 3 สูตรที่ถูกเลือกจะพิจารณาค่าความแข็ง 3 ระดับ คือ ความแข็งต่ำสุด ความแข็งปานกลาง และความแข็งสุด โดยมีช่วงระยะห่างของค่าความแข็งเท่าๆ กัน และเมื่อได้ยางทั้ง 3 สูตรมาแล้วจึงนำยางดังกล่าวมาทำการทดสอบแรงดึงและแรงกดเพื่อหาคุณสมบัติเชิงกลต่อไป

1) การทดสอบค่าความแข็ง (Hardness) ของยางคงรูปทั้ง 7 สูตร ในการทดสอบส่วนนี้ใช้ชิ้นตัวอย่างยางคงรูปที่มีความหนาไม่น้อยกว่า 6 mm ตาม มาตรฐาน ASTM D2240 ในการทดสอบใช้ชิ้นตัวอย่างจำนวน 3 ชิ้นต่อยาง 1 สูตรและทดสอบ 3 จุดต่อยาง 1 ชิ้นตัวอย่าง จะได้ข้อมูล 9 ค่าต่อ 1 สูตรยาง

2) การทดสอบการรับแรงดึงในแนวแกน (Uniaxial Tensile Testing) ของยางคงรูป จากการทดสอบค่าความแข็งสามารถเลือกสูตรยางได้ 3 สูตร เพื่อใช้ขึ้นรูปเป็นแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังและนำยางทั้ง 3 สูตรดังกล่าวมาทดสอบแรงดึงเพื่อทราบถึงคุณสมบัติเชิงกลของยาง ในการทดสอบนี้ใช้ชิ้นตัวอย่างยางคงรูปจำนวน 7 ชิ้น วิธีการทดสอบเป็นไปตามมาตรฐาน ASTM D412 (1980) ใช้ชิ้นตัวอย่างขนาดตาม Die-C ตามมาตรฐานซึ่งมีรูปทรงแบบดัมเบล (Dumbbell Specimen) มีความหนา 3 mm ขนาดของชิ้นตัวอย่างได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.8 (ก) ชิ้นตัวอย่างจะขึ้นรูปโดยใช้ความร้อนที่อุณหภูมิ 150 °C ที่แรงดัน 2,500 psi (อาทิตย์ สวัสดิรักษา และคณะ 2552) และใช้เวลาในการอัดให้ความร้อนแตกต่างกันในแต่ละสูตรยางตามผลที่ได้จากการกิจกรรมในหัวข้อที่ 3.1.2.2 โดยอัดขึ้นรูปด้วยแม่พิมพ์ยางที่ทำจากแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless) หนา 3 mm เมื่อผ่านกระบวนการอัดให้ความร้อนแล้วจะได้แผ่นยางคงรูป ซึ่งแผ่นยางคงรูปดังกล่าวจะถูกอัดด้วย Die ดัมเบล ASTM 412 - C เพื่อตัดชิ้นยางตัวอย่างให้ได้ขนาดที่ถูกต้องตามมาตรฐานดังแสดงในรูปที่ 3.8 (ข) เมื่อได้ชิ้นตัวอย่างตามขนาดที่ถูกต้องแล้วจึงนำมาทดสอบแรงดึง โดยดึงจนถึง 100% สเตรน จำนวน 5 รอบต่อชิ้นทดสอบหนึ่งชิ้น ที่ความเร็ว 500 mm. /min ค่าแรงดึงและระยะยืดจะถูกบันทึกโดยคอมพิวเตอร์



(ก) ขนาด Specimen สำหรับทดสอบแรงดึง

(ข) Specimen ยางที่สร้างขึ้น

รูปที่ 3.8 ลักษณะ Specimen ยางตามมาตรฐาน ASTM 412-C

3) การทดสอบการรับแรงกด (Uniaxial Compressive Testing) นอกจากการทดสอบแรงดึงแล้วคุณสมบัติการรับแรงกดก็เป็นสิ่งที่จำเป็น เพราะในขณะสวมใส่เข็มขัดพุงหลังแผ่นยางรองรับก็จะถูกกดไปพร้อมๆ กัน ดังนั้นยางทั้ง 3 สูตรจึงถูกทดสอบการรับแรงกดตามมาตรฐาน ASTM D 575-91 ขึ้นงานอยู่ในรูปของทรงกระบอก (cylindrical disk) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 28.5 mm หนา 12.5 mm ใช้ขึ้นตัวอย่างยางคงรูปจำนวน 7 ชิ้น กดด้วยอัตราคงที่ 10 mm/min โดยมีผิวของหัวกดขึ้นงานเป็นโครเมียม และใช้สารหล่อลื่นระหว่างขึ้นงานและหัวกดเพื่อลดแรงเสียดทานให้เหลือน้อยที่สุด ทำการทดสอบจำนวน 3-5 รอบการทดสอบต่อชิ้นทดสอบหนึ่งชิ้น และค่าแรงกดและการหดตัวจะถูกบันทึกเมื่อแรงกดเปลี่ยนไป

3.1.2.4 การออกแบบเข็มขัดพุงหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพุงหลัง และการตัดเย็บเข็มขัดพุงหลังตามที่ได้ออกแบบ รูปร่างและลักษณะของเข็มขัดพุงหลังและแผ่นรองรับเป็นสิ่งสำคัญซึ่งนำไปสู่ผลของการใช้งานที่จะเกิดขึ้นในภายหลัง ทั้งนี้รายละเอียดต่างๆ เช่น ส่วนประกอบ ขนาด รูปร่างและตำแหน่งการสวมใส่ต้องสอดคล้องกับการใช้งาน แผ่นรองรับเป็นส่วนที่ทำหน้าที่หลักในการรับแรงเมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหว ดังนั้นรูปร่างของแผ่นรองรับจะต้องตอบสนองกับลักษณะการรับแรงที่จะเกิดขึ้น เพื่อให้ได้ผลการใช้งานที่ดีเข็มขัดพุงหลังและแผ่นรองรับจะต้องทำงานสัมพันธ์กัน ดังนั้นวิธีการที่จะนำไปสู่ลักษณะความสัมพันธ์ดังกล่าวข้างต้นก็คือ การออกแบบลักษณะของเข็มขัดพุงหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพุงหลังโดยอาศัยซอฟต์แวร์ด้านการเขียนแบบ 3 มิติเข้ามาช่วย ซึ่งจะช่วยให้เห็นรายละเอียดต่างๆ ที่ชัดเจนในขณะออกแบบและแก้ไขแบบ นำไปสู่การตัดเย็บเข็มขัดพุงหลังและการขึ้นรูปแผ่นรองรับได้ตามขนาดที่ถูกต้องและเหมาะสมกับการใช้งานต่อไป โดยอาจสรุปเป็นขั้นตอนได้ดังนี้

1) พิจารณาเข็มขัดพุงหลังที่มีจำหน่ายในปัจจุบันและตรวจค้นสิทธิบัตรเพื่อเป็นแนวทางในการออกและทราบข้อมูลการพัฒนาของเข็มขัดพุงหลังตั้งแต่อดีตถึงปัจจุบัน

2) พิจารณาตำแหน่งการสวมใส่และรูปร่างของเข็มขัดพุงหลังโดยอาศัยแบบจำลอง 3 มิติในหัวข้อที่ 3.1.2.1 เนื่องจากแถบรองรับจะต้องมีรูปร่างสอดคล้องกับโปรไฟล์หลังของมนุษย์และสามารถปรับหรือดัดรูปร่างได้

3) ออกแบบและเขียนแบบแผ่นรองรับซึ่งประกอบด้วยแผ่นยางและแถบโลหะ โดยพิจารณาถึงพฤติกรรมกรรมการรับแรงและถ่ายต่อกระบวนการขึ้นรูปรวมถึงค่าใช้จ่ายในการสร้างแม่พิมพ์

4) ออกแบบและเขียนแบบเข็มขัดพุงหลัง โดยเข็มขัดพุงหลังสามารถใส่หรือปรับเปลี่ยนแผ่นรองรับได้

5) ขึ้นรูปแผ่นยางรองรับจากยางธรรมชาติและตัดเย็บเข็มขัดพุงหลัง

เมื่อได้เข็มขัดพุงหลังตามแบบแล้วจึงนำเข็มขัดดังกล่าวไปทดสอบการใช้งาน เพื่อหาว่าคุณสมบัติของแผ่นยางและแถบโลหะแบบใดที่เหมาะสม และนำไปสู่ข้อสรุปของวัสดุที่จะนำมาทำเป็นแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพุงหลัง

3.1.3 การทดสอบการใช้งานเข็มขัดพยุงหลังที่ได้ศึกษาออกแบบ

เข็มขัดพยุงหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบและสร้างขึ้นมา ต้องนำไปทดสอบการใช้งานในลักษณะการเคลื่อนไหวในท่ายกของ (Lift) เพื่อเปรียบเทียบผลการใช้งานของเข็มขัดพยุงหลังที่สร้างขึ้นกับเข็มขัดพยุงหลังที่มีใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ และที่จำหน่ายตามร้านอุปกรณ์การแพทย์ ในการทดสอบเข็มขัดพยุงหลังปัจจัยหนึ่งที่จะบ่งชี้ถึงประสิทธิภาพในการใช้งานของเข็มขัดพยุงหลังคือ ความสามารถในการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง (Erector spinae) ดังนั้นเพื่อทราบถึงผลการใช้งานของเข็มขัดพยุงหลังที่สร้างขึ้น และเพื่อเปรียบเทียบผลดังกล่าวกับเข็มขัดพยุงหลังที่วางขายในท้องตลาด การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจึงเป็นแนวทางหนึ่งที่จะตอบคำถามดังกล่าว

การศึกษาการเคลื่อนไหวในท่ายกของขณะสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ได้ออกแบบไว้แสดงดังรูปที่ 3.9 ซึ่งเป็นท่าที่บุคคลทั่วไปมักใช้ในการยกของ (Miyamoto และคณะ, 1999) และเป็นท่าที่กล้ามเนื้อหลังทำงานหนักท่าหนึ่ง โดยทำการเปรียบเทียบในกรณีที่ใส่เข็มขัดพยุงหลังและใส่เข็มขัดพยุงหลัง ในกรณีที่ใส่เข็มขัดพยุงหลังใช้เข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 11 แบบ



(ก) ท่ายกแบบย่อเข่าหลังตรง (leg lift)

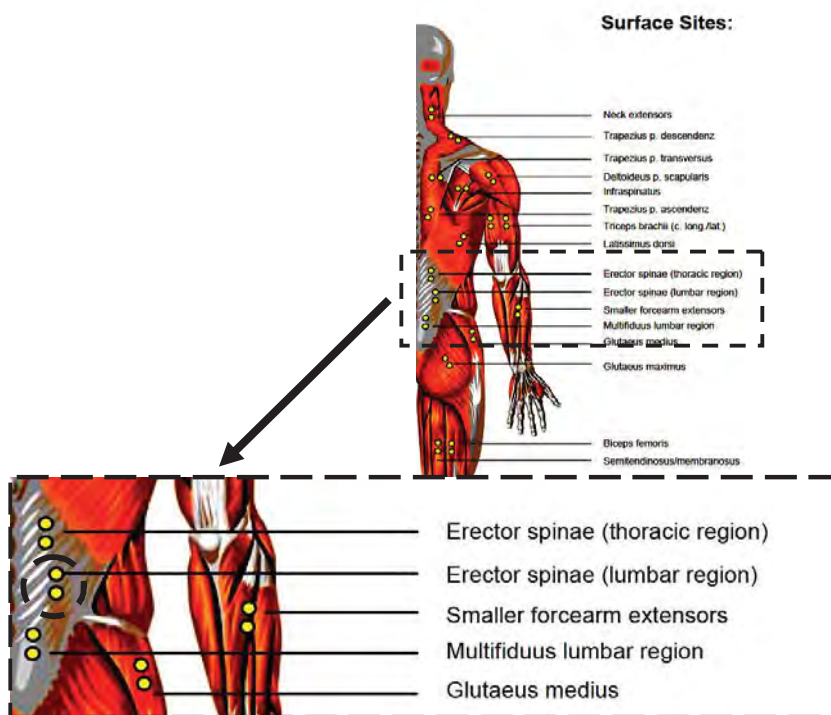


(ข) ท่ายกแบบหลังงอ (torso lift)

รูปที่ 3.9 แสดงท่าทางการเคลื่อนไหวในท่ายกของ

การทดสอบเข็มขัดจะใช้กลุ่มตัวอย่างชายจำนวน 20 คน ที่มีรอบเอวให้อยู่ในช่วง 28 นิ้ว ถึง 32 นิ้ว เพื่อสอดคล้องกับขนาดของเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบและใช้ในการทดสอบ บันทึกข้อมูลพื้นฐานเช่น อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง ค่าดัชนีมวลกาย (BMI) โดยหลีกเลี่ยงบุคคลที่มีประวัติการปวดหลังที่รุนแรงเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการบาดเจ็บจากการทดสอบ โดยกลุ่มตัวอย่างจะยกกล่องน้ำหนักที่มีมือจับขนาด 20 kg ซึ่งมีฉากสีขาวอยู่ด้านหลัง บันทึกข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อโดยใช้อิเล็กโทรดแบบสัมผัสติดลงบนแผ่นหลัง บริเวณตำแหน่งของมัดกล้ามเนื้อ erector spinae ดังรูปที่ 3.10 ในการเคลื่อนไหวในท่ายกของทำโดยใช้มือสองมือยกกล่องที่มีน้ำหนัก

20 kg จากพื้นขึ้นมาอยู่ในท่ายืน โดยทั่วไปท่ายกของที่ถูกต้องการให้หลังตรงเพราะจะสามารถลดโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับลำตัวได้ แต่เนื่องจากในความเป็นจริงบุคคลที่ยกของมักไม่ได้ให้ความสำคัญกับท่าในการยก จึงทำให้ยกในท่าที่ไม่ถูกต้องคือ ก้มตัวไปด้านหน้ามาก ในการทดสอบผลของเข็มขัดพยุงหลังจึงใช้ท่าการเคลื่อนไหวทั้ง 2 ลักษณะ ซึ่งท่าการเคลื่อนไหวดังกล่าวได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.9 โดยใช้ความตึงของแถบยางยืด 2 ระดับ คือ 25 N และ 38 N



รูปที่ 3.10 แสดงตำแหน่งในการติด surface electrode (Konrad, 2005)

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้เป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับและมีสัญญาณรบกวนอยู่บ้าง จึงเป็นการยากที่จะนำสัญญาณดังกล่าวมาวิเคราะห์ ดังนั้นสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้ต้องผ่านกระบวนการแปลงสัญญาณก่อน (Winter, 2005) ในการแปลงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีขั้นตอนและวิธีการหลายแนวทาง ขึ้นอยู่กับผู้ใช้งานจะเลือกนำมาใช้งานตามความเหมาะสม วิธีแปลงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้มี 3 ขั้นตอนคือ

1) Full wave rectify คือการนำสัญญาณไฟฟ้าที่ได้ซึ่งเป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับมีแอมพลิจูดเป็นบวกและลบมาแปลงให้สัญญาณแอมพลิจูดทั้งหมดเป็นบวกโดยจำนวนข้อมูลยังเท่าเดิม

2) Low pass filter คือการกรองสัญญาณให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำกว่าที่กำหนดผ่านได้ ในที่นี้กำหนดไว้ที่ 8 Hz โดยอาศัยซอฟต์แวร์ เมื่อนำสัญญาณที่ได้จากขั้นตอนแรกมาผ่านขั้นตอนนี้จะทำให้เห็นแนวโน้มของสัญญาณได้ชัดเจนขึ้นแต่ยังมีความขาดความต่อเนื่องของสัญญาณ

3) Moving average เป็นการทำให้สัญญาณเรียบขึ้นโดยการนำข้อมูลที่ผ่านขั้นตอนที่ 2 มาหาค่าเฉลี่ยในแต่ละช่วงข้อมูล ซึ่งในที่นี้ใช้ค่าเฉลี่ยที่ 500 ข้อมูล ขั้นตอนนี้จะทำให้จำนวนข้อมูลลดลงและได้แนวโน้มของสัญญาณที่ชัดขึ้น ซึ่งสามารถนำสัญญาณที่ได้ไปทำการวิเคราะห์หรือเปรียบเทียบกับสัญญาณอื่นๆ ที่ผ่านขั้นตอนและวิธีการเดียวกันนี้ได้

3.1.3.2 การประเมินความพึงพอใจการใช้เข็มขัดพยุงหลัง วัตถุประสงค์หลักในการประเมินความพึงพอใจการใช้เข็มขัดพยุงหลังเพื่อประเมินความรู้สึกสบายของผู้สวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง ซึ่งต้องมีการเคลื่อนไหวร่างกายในท่า ยืน เดิน ก้มยกของและนั่ง ใช้ความตึงของแถบยางยืด 2 ระดับคือ 25 N และ 38 N ใช้กลุ่มตัวอย่างชาย 10 คน ที่มีสุขภาพดี อายุ 20 - 25 ปี

3.2 วัสดุ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้

จากวิธีดำเนินการวิจัยในหัวข้อที่ 3.1 ประกอบไปด้วยการศึกษาทดลองต่างๆ ที่มีวัตถุประสงค์และขั้นตอนการดำเนินงานอย่างละเอียด ในแต่ละการศึกษาทดลองดังกล่าวจำเป็นต้องใช้ วัสดุ อุปกรณ์ และเครื่องมือที่แตกต่างกัน ดังนั้นในหัวข้อนี้จึงกล่าวถึงรายละเอียดของวัสดุ อุปกรณ์ และเครื่องมือต่างๆ ที่ใช้งานในแต่ละการศึกษาทดลอง

3.2.1 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบหาค่าความแข็งตึงของแถบยางยืดที่ใช้ปรับความตึงในการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง

แถบยางยืดของเข็มขัดพยุงหลังแต่ละแบบดังรูปที่ 3.11 จะยึดตัวด้วยแรงตึงจากน้ำหนักถ่วงมีมวลขนาด 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 และ 4 kg ตามลำดับ โดยน้ำหนักถ่วงดังกล่าวผ่านการปรับเทียบด้วยเครื่องชั่งรุ่น Adventurer OHAUS ซึ่งมีความละเอียด ± 0.05 g เมื่อแถบยางยืดถูกถ่วงด้วยน้ำหนักดังกล่าว จะเป็นผลให้เกิดแรงตึงมีค่า 4.90 9.81 14.71 19.62 24.52 29.43 34.33 และ 39.24 N ตามลำดับ เมื่อแถบยางยืดมีการยึดตัวจึงใช้ไม้บรรทัดซึ่งมีความละเอียด ± 0.5 mm ในการวัด



(ก) เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากเหล็ก (MIO TECH รุ่น LS SUPPORT)

(ข) เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบพลาสติกมีสายคล้องไหล่ (MIO TECH รุ่น BACK SUPPORT size M)

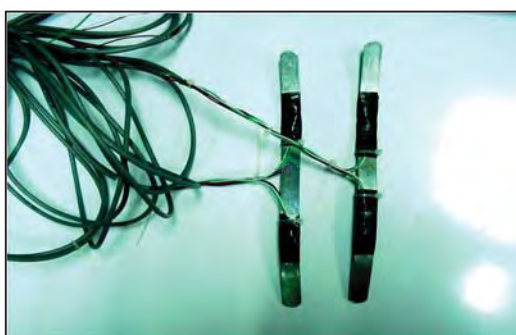
(ค) เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลังทำจากแถบอะลูมิเนียม(ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์)

(ง) เข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบและตัดเย็บเสร็จแล้ว

รูปที่ 3.11 แสดงเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 4 แบบที่ใช้ทดสอบหาค่าความแข็งตัวของแถบยางยืด

3.2.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 และแรงดึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae

การศึกษานี้อาศัยหลักทางชีวกลศาสตร์เพื่อทำการเปรียบเทียบแรงที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 และภาระการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ในขณะใส่และไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง สัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากगेजวัดความเครียดสามารถบอกถึงพฤติกรรมของแถบโลหะที่เกิดขึ้นขณะผู้ถูกทดสอบกำลังเคลื่อนไหว ในการทดสอบใช้เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบเหล็กไม่มีสายคล้องไหล่ (MIO TECH รุ่น LS SUPPORT size M) แถบเหล็กหนา 1.2 mm กว้าง 15 mm ยาว 25 cm รูปตัว S ซึ่งจะติดตั้งगेजวัดความเครียดของ KYOWA STRAIN GAGES รุ่น KFG-5-120-C1-23 โดยมี Gage Factor เท่ากับ $2.12 \pm 1.0\%$ Gage Length 5 mm มีค่า Gage resistance $119.8 \pm 0.2\% \Omega$ ต่อผ่านวงจรขยายสัญญาณगेजวัดความเครียด (Strain gage Signal Amplifier) มีค่า Input 5 V DC ขยายสัญญาณ 20 เท่า Data logger National Instruments NI USB-6009 48 kS/s 14 bit การบันทึกภาพเคลื่อนไหวทำโดยใช้กล้องดิจิทัล SONY รุ่น Cyber-shot 3.3 mega pixels และมวลสำหรับใช้ยกขนาด 5 10 และ 20 kg ในที่นี้ใช้กล่องมีมือจับบรรจุถุงทรายภายใน อุปกรณ์ต่างๆ ได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.12 และผังการเก็บข้อมูลซึ่งต้องเชื่อมต่ออุปกรณ์และเครื่องมือเข้าด้วยกันแสดงไว้ดังรูปที่ 3.13



(ก) แถบเหล็กที่ติดตั้งगेजวัดความเครียดแล้ว



(ข) เข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบเหล็กอยู่ด้านใน

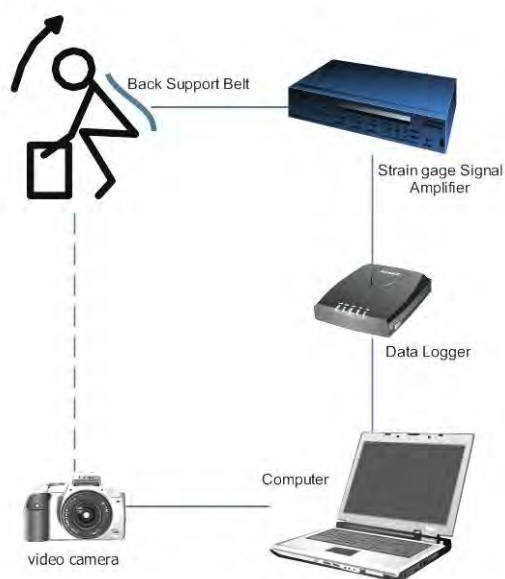


(ค) อุปกรณ์ขยายสัญญาณगेजวัดความเครียด



(ง) Data logger สำหรับช่วยในการบันทึกข้อมูล

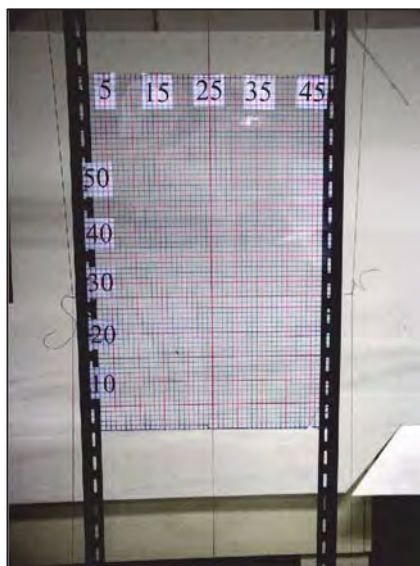
รูปที่ 3.12 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อแรงที่เกิดขึ้นบนกล้ามเนื้อหลัง



รูปที่ 3.13 ผังการเก็บข้อมูล

3.2.3 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองหลังของมนุษย์

ใช้วิธีจับภาพนิ่งด้วยกล้องดิจิทัลที่ภาพนิ่ง SONY รุ่น Cyber-shot 3.3 mega pixels โดยใช้แผ่นอะคริลิกโปร่งใสสีดำขนาด 1 cm x 1cm เป็นฉากด้านหลัง กลุ่มตัวอย่างแต่ละคนจะยืนบนแป้นยืนที่สามารถหมุนได้ อุปกรณ์ที่ใช้เก็บข้อมูลรูปร่างของหลังได้แสดงไว้ดังรูปที่ 3.14



(ก) แผ่นอะคริลิกที่ตีตารางไว้ช่องละ 1 cm²

(ข) แป้นยืนที่สามารถหมุนได้

รูปที่ 3.14 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้เก็บข้อมูลรูปร่างของหลัง

3.2.4 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการกำหนดสูตรยางคอมปาวด์ที่ทำจากยางธรรมชาติ

3.2.4.1 รายละเอียดสารเคมีที่ใช้ในการกำหนดสูตรยางคอมปาวด์ที่ทำจากยางธรรมชาติในงานวิจัยได้แก่

- 1) ซิงค์ออกไซด์ (Zinc Oxide, ZnO) ทำหน้าที่เป็นสารกระตุ้นปฏิกิริยวัลคาไนซ์ (Activator) จาก ห้างหุ้นส่วนกิจไพบูลย์เคมี จำกัด
- 2) กรดสเตียริก (Stearic Acid) ทำหน้าที่เป็นสารกระตุ้น (activator) เป็นสารช่วยบดย่อยยาง เพื่อให้ยางมีความนิ่มขึ้น จากบริษัท พอลิเมอร์อินโนเวชัน จำกัด
- 3) สารป้องกันยางเสื่อมสภาพ (Antidegradant) ใช้ wingstay L ทำหน้าที่ป้องกันปฏิกิริยาที่เกิดจากพันธะคู่ของยางกับออกซิเจน จากบริษัท พอลิเมอร์อินโนเวชัน จำกัด
- 4) เมอร์แคปเบนโซไทอะโซล (2-Mercaptobenzothiazole, MBT) ทำหน้าที่เป็นสารตัวเร่งปฏิกิริยา จากบริษัท พอลิเมอร์อินโนเวชัน จำกัด
- 5) กำมะถัน (Sulphur, S) ทำหน้าที่เป็นสารวัลคาไนซ์ (vulcanizing agent) จาก ห้างหุ้นส่วนกิจไพบูลย์เคมี จำกัด
- 6) สารเคมีย่อยยาง (Peptizer) ใช้ struktol ทำหน้าที่เป็นสารช่วยบดย่อยยาง เพื่อให้ยางนิ่มขึ้นง่ายต่อการบดและผสมสารเคมีอื่นๆ จากห้างหุ้นส่วนกิจไพบูลย์เคมี จำกัด
- 7) น้ำมัน (Oil) ใช้ spindle oil ทำหน้าที่เป็นสารช่วยให้ยางนิ่ม จากห้างหุ้นส่วนกิจไพบูลย์เคมี จำกัด

3.2.4.2 รายละเอียดเครื่องมือที่ใช้ในการกำหนดสูตรยางคอมปาวด์ที่ทำจากยางธรรมชาติในงานวิจัยได้แก่

- 1) เครื่องบดสองลูกกลิ้ง (Two-roll mill) ผลิตโดยบริษัท Yong Fong Machinery รุ่น YFM 160B ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 นิ้ว ความยาว 15 นิ้ว จำนวน 2 ลูกกลิ้ง อัตราเร็วลูกกลิ้งข้างหน้าต่อลูกกลิ้งข้างหลังเท่ากับ 1:1.22 ใช้เป็นเครื่องมือในการผสมยางคอมปาวด์ดังรูปที่ 3.15 (ก)
- 2) เครื่องอัดเบ้า (Compression molding) ผลิตโดยบริษัท Tang - Master รุ่น LCC 140 ใช้ระบบไฮดรอลิกให้ความร้อนด้วยไฟฟ้า ความดันสูงสุด 3,000 psi ใช้เป็นเครื่องมือขึ้นรูปยางคอมปาวด์ดังรูปที่ 3.15 (ข)
- 3) เครื่องทดสอบหาเวลาวัลคาไนซ์ของยาง (Moving Die Rheometer MDR 2000) ผลิตโดยบริษัท Alpha Technologies Service Inc รุ่น 36 AIG 2953 ใช้หาเวลาวัลคาไนซ์ (cure time) ของยางคอมปาวด์ดังรูปที่ 3.16 (ก)
- 4) เครื่องมือทดสอบความหนืดของยางดิบ (Mooney Viscosity) ผลิตโดยบริษัท Alpha Technologies Service Inc รุ่น MV2000 ใช้หาค่าความหนืดของยางดิบดังรูปที่ 3.16 (ข)



(ก) เครื่องบดยาง 2 ลูกกลิ้ง (Two roll mill) (ข) เครื่องอัดแผ่น (Compression molding machine)

รูปที่ 3.15 แสดงเครื่องมือที่ใช้ในการบดยางและอัดขึ้นรูป



(ก) เครื่องทดสอบการวัลคาไนซ์ของยาง
(Moving Die Rheometer, MDR)



(ข) เครื่องทดสอบความหนืดของยาง
(Mooney viscometer)

รูปที่ 3.16 เครื่องทดสอบยางคอมปาวด์

3.2.5 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบหาคุณสมบัติยางคงรูป

3.2.5.1 การทดสอบค่าความแข็ง (Hardness) ของยางคงรูปทั้ง 7 สูตร ใช้ชิ้นตัวอย่างที่ขึ้นรูปเป็นทรงกระบอกเส้นผ่านศูนย์กลาง 19 mm หนา 12.5 mm ทดสอบค่าความแข็งโดยใช้เครื่องทดสอบความแข็ง Durometer Shore A ผลิตโดยบริษัท Zwick GmbH & Co. KG Roell รุ่น 3100 ดังรูปที่ 3.17



(ก) เครื่องวัดความแข็งของยาง (ข) ชิ้นตัวอย่างยางคงรูป
รูปที่ 3.17 แสดงเครื่องมือและชิ้นตัวอย่างยางคงรูปในการทดสอบความแข็ง

3.2.5.2 การทดสอบการรับแรงดึงในแนวแกน (uniaxial tensile testing) ของยางคงรูป ใช้เครื่องทดสอบความแข็งแรงวัสดุ (Universal Testing Machine) Lloyd Instruments รุ่น LR 10K ใช้ Load cell ขนาด 100 N โดยอัดขึ้นรูปชิ้นตัวอย่างทดสอบด้วยแม่พิมพ์ยางที่ทำจากแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless) ขนาด 140 mm x 140 mm x 3 mm ดังแสดงในรูปที่ 3.18



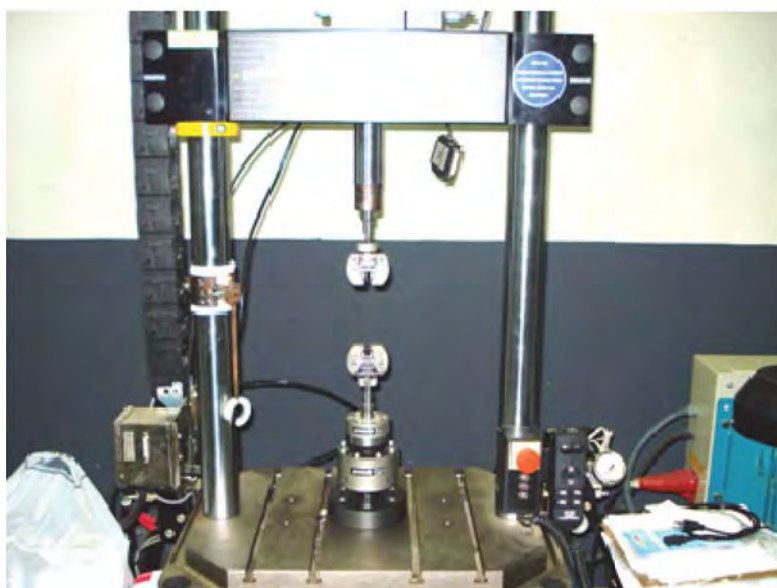
รูปที่ 3.18 แสดงลักษณะแม่พิมพ์ยางที่ทำจากแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless)

3.2.5.3 การทดสอบการรับแรงกด (uniaxial compressive testing) ขึ้นรูปชิ้นตัวอย่างทดสอบโดยใช้แม่พิมพ์เป็นแม่พิมพ์ดังรูปที่ 3.19 เพื่อให้ขนาดของชิ้นตัวอย่างเป็นไปตามมาตรฐาน และทดสอบ

โดยใช้เครื่องทดสอบความแข็งแรงวัสดุ (Universal Testing Machine) ผลิตโดย Instron รุ่น 8878 ใช้ Load cell ขนาด 25 kN ดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.19 แม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปชิ้นงานเป็นรูปทรงกระบอก



รูปที่ 3.20 เครื่องทดสอบความแข็งแรงวัสดุ (Universal testing machine)

3.2.6 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการออกแบบและสร้างเข็มขัดพยางหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลัง

ในการออกแบบทั้งเข็มขัดพยางหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลัง สิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณาคือ วัสดุที่ทำหน้าที่รับแรง ในที่นี้คือ ยางธรรมชาติที่ได้จากการดำเนินการในหัวข้อที่ 3.2.4

และแถบโลหะ สำหรับการออกแบบรูปร่างและลักษณะของทั้งเข็มขัดพยางหลังและแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลังใช้ซอฟต์แวร์เขียนแบบ 3 มิติเป็นเครื่องมือหลักในการออกแบบและกำหนดขนาดเพื่อสามารถดำเนินการสร้างให้ได้ชิ้นงานที่ขนาดและรูปร่างตามความต้องการ

3.2.7 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบและเปรียบเทียบผลการใช้งานของเข็มขัดพยางหลังที่สร้างขึ้นกับเข็มขัดพยางหลังที่มีใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ และที่จำหน่ายตามร้านอุปกรณ์การแพทย์

เข็มขัดพยางหลังที่ใช้ในการทดสอบทั้ง 11 แบบ ประกอบด้วยเข็มขัดพยางหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ size M ซึ่งมีแถบรองรับเป็นโลหะอลูมิเนียม เข็มขัดพยางหลัง MIO TECH รุ่น BACK SUPPORT size M) มีแถบรองรับเป็นพลาสติก และเข็มขัดพยางหลังที่ออกแบบและตัดเย็บขึ้นมาซึ่งมีลักษณะและรูปร่างเหมือนกันจำนวน 9 ตัว แต่มีแผ่นรองรับที่แตกต่างกันคือ

- แผ่นยางรองรับสูตร 1
- แผ่นยางรองรับสูตร 1 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทหนา 1.6 mm
- แผ่นยางรองรับสูตร 1 ร่วมกับแถบอะลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทหนา 2 mm
- แผ่นยางรองรับสูตร 6
- แผ่นยางรองรับสูตร 6 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทหนา 1.6 mm
- แผ่นยางรองรับสูตร 6 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทหนา 2 mm
- แผ่นยางรองรับสูตร 7
- แผ่นยางรองรับสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทหนา 1.6 mm
- แผ่นยางรองรับสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทหนา 2 mm

ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อใช้เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มีกำลังขยายสัญญาณ 500 เท่า ดังรูปที่ 3.21 (ก) วัดสัญญาณจากอิเล็กโทรดแบบสัมผัสสำหรับผู้ใหญ่แบบแผ่นกลม ขั้วอิเล็กโทรดทำจาก Ag/AgCl มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 mm ทหนา 1 mm แผ่นโพลีมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 43 mm ทหนา 1 mm ดังรูปที่ 3.21 (ข) การเก็บสัญญาณใช้ sampling rate เท่ากับ 1000 Hz (Kumar และคณะ (2006)) (Hashemirad และคณะ (2009)) โดยกรองสัญญาณด้วย high pass filter ที่ 50 Hz order 4 (Hall, L และคณะ 2009)บันทึกข้อมูลผ่าน Data logger ของ National Instruments NI USB-6009 Analog Inputs 48 kS/s 14 bits และบันทึกข้อมูลลงในคอมพิวเตอร์ บันทึกภาพเคลื่อนไหวที่ระยะ 4.5 m ด้วยกล้องถ่ายภาพดิจิทัลจอแอลซีดี OKER ความละเอียดสูงสุด 16.0M Pixels โดยกลุ่มตัวอย่างจะยกกล่องน้ำหนักที่มีมือจับขนาด 20 kg ซึ่งมีฉากสีขาวอยู่ด้านหลังดังรูปที่ 3.21 (ค)



(ก) แสดงเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ



(ข) อิเล็กโทรดแบบสัมผัสผิว (Surface Electrode)



(ค) กล่องน้ำหนักขนาด 20 kg

และฉากรายภาพ

รูปที่ 3.21 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ประกอบการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG)

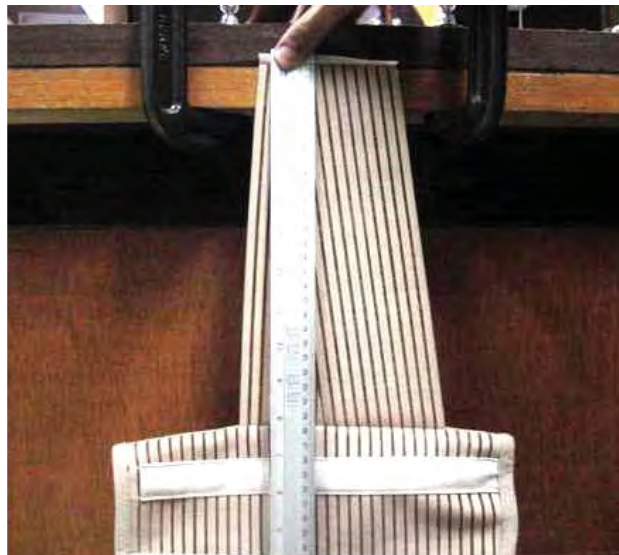
บทที่ 4

ผลการทดลอง การวิเคราะห์ผลการทดลอง และการออกแบบเข็มขัดพุงหลัง

ผลการศึกษาทดลองตามวิธีดำเนินการวิจัยในบทที่ 3 แสดงไว้ในบทนี้ ผลจากการศึกษานี้เป็นข้อมูลในการออกแบบและการทดสอบการใช้งานเข็มขัดพุงหลังที่มีแผ่นรองรับทำจากยางธรรมชาติ

4.1 ผลการทดสอบหาค่าความแข็งตึง (stiffness) ของแถบยางยืดที่ใช้รับความตึงในการสวมใส่เข็มขัดพุงหลัง

การทดสอบหาค่าความแข็งตึงของแถบยางยืดเพื่อทราบค่าที่ใช้ในการควบคุมความตึงหรือความกระชับที่เกิดขึ้นบนเข็มขัดพุงหลัง รูปที่ 4.1 ได้แสดงการวัดระยะยืดตัวของแถบยางยืดในขณะถ่วงน้ำหนัก ผลการทดสอบตามวิธีการในหัวข้อที่ 3.1.1.1 แสดงดังตารางที่ 4.1 และรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.1 แสดงการวัดการยืดตัวของแถบยางยืดที่อยู่บนเข็มขัดพุงหลัง

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าของแรงกับระยะยืดที่เกิดขึ้นบนแถบยางยืดเข็มขัดพยุงหลัง 4 แบบ

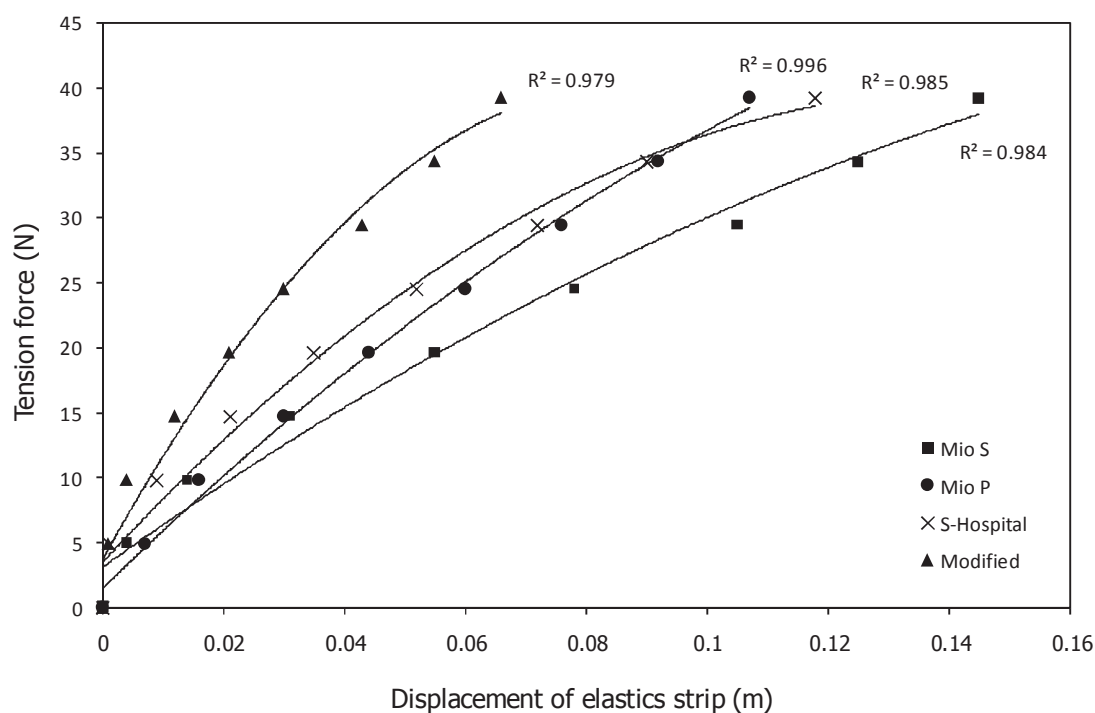
Force (N)	Displacement of elastic strip (m)			
	Mio S	Mio P	S-Hospital	Modified
0.00	0.0	0.0	0.0	0.0
4.90	0.4	0.7	0.1	0.1
9.81	1.4	1.6	0.9	0.4
14.72	3.1	3.0	2.1	1.2
19.62	5.5	4.4	3.5	2.1
24.52	7.8	6.0	5.2	3.0
29.43	10.5	7.6	7.2	4.3
34.34	12.5	9.2	9.0	5.5
39.24	14.5	10.7	11.8	6.6
k (N/cm)	2.79	3.87	3.86	6.63

Mio S คือ เข็มขัดพยุงหลังที่แถบรองรับทำจากเหล็ก MIO TECH รุ่น LS SUPPORT

Mio P คือ เข็มขัดพยุงหลังแบบที่แถบรองรับทำจากพลาสติก MIO TECH รุ่น BACK SUPPORT

S-Hospital คือ เข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์

Modified คือ เข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบและตัดเย็บในงานวิจัยนี้



รูปที่ 4.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดึงกับระยะยืดตัวของแถบยางยืดจากเข็มขัดพยุงหลัง 4 แบบ

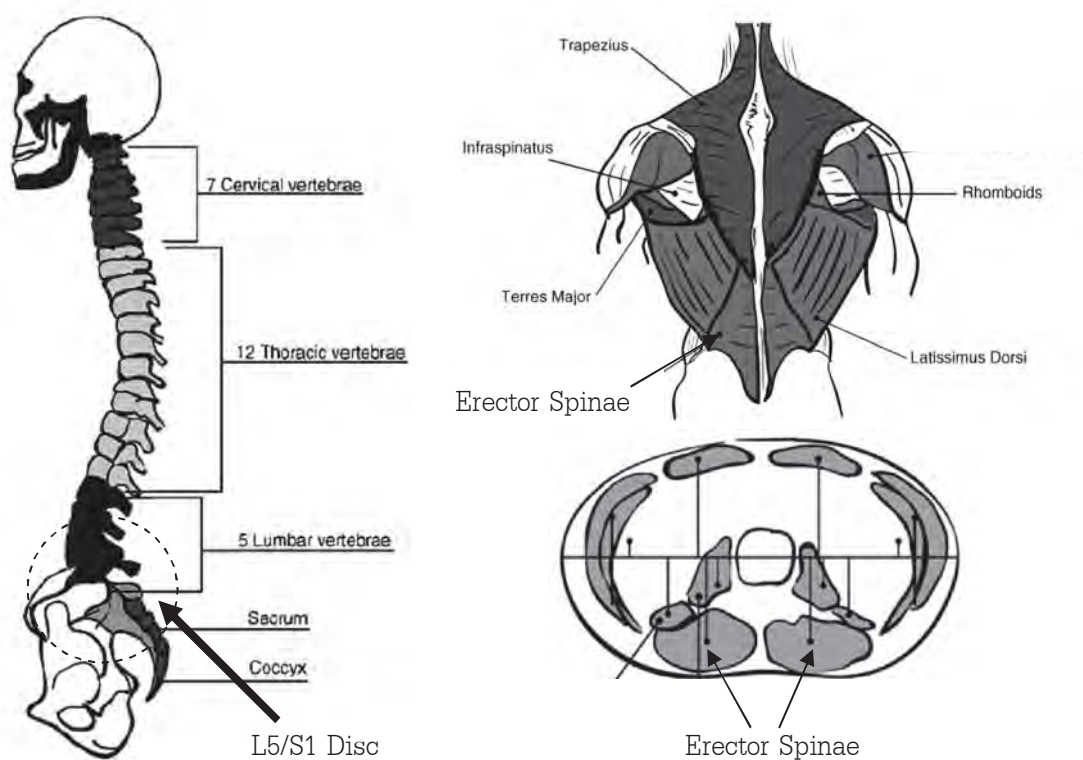
จากตารางที่ 4.1 และรูปที่ 4.2 แสดงให้เห็นว่าค่าความแข็งตึงของแถบยางยืดของเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 4 แบบไม่คงที่ โดยค่าความแข็งตึงของ Mio S belt โดยเฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 2.88 N/cm ของ Mio S belt มีค่าเท่ากับ 3.87 N/cm ของ PSU belt มีค่าเท่ากับ 3.86 N/cm และของ Modified belt มีค่าเท่ากับ 6.63 N/cm จะเห็นได้ว่า Modified belt มีค่าความแข็งตึงที่สูงที่สุดในกลุ่ม เนื่องมาจากได้เพิ่มแถบยางยืดอีกหนึ่งคู่หรือเพิ่มประมาณ 50% ของแถบยางยืดเดิม การเพิ่มแถบยางยืดนี้ช่วยเพิ่มพื้นที่ในการกระจายแรงเข้าสู่เข็มขัดและเข้าสู่อวัยวะบริเวณที่สวมใส่ให้ได้มากขึ้น เป็นผลให้ทำให้เข็มขัดพยุงหลังและแผ่นรองรับสามารถทำงานได้ดีขึ้น ค่าความแข็งตึงทั้ง 4 ค่านี้ถูกนำไปใช้ในการควบคุมความตึงของแถบยางยืดในเข็มขัดพยุงให้มีความตึง 2 ระดับคือ 25 N และ 38 N ซึ่งกำหนดจากค่าแรงตึงที่เกิดขึ้นในแถบยางยืด

4.2 ผลการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงตึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae

ในการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 (L5/S1 Disc) และแรงตึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ใช้กลุ่มตัวอย่าง 3 คน ดังแสดงข้อมูลในตารางที่ 4.2 และทำการทดลองตามหัวข้อที่ 3.1.1.2 โดยกำหนดให้ความตึงของเข็มขัดพยุงหลังระดับที่ 1 มีค่าเท่ากับ 25 N ใช้สัญลักษณ์ BS1 ความตึงระดับที่ 2 มีค่าเท่ากับ 38 N ใช้สัญลักษณ์ BS2 และในกรณีไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลังใช้สัญลักษณ์ no BS ตำแหน่ง L5/S1 Disc และกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 4.3 สำหรับท่าทางการเคลื่อนไหวในขณะที่ยกของได้แสดงไว้ดังรูปที่ 4.4 ซึ่งประกอบด้วย 3 ท่าทางคือ ท่ายกของ (Lift) ดึงของ (Pull) และดันของ (Push)

ตารางที่ 4.2 แสดงข้อมูลกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงตึงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae

No.	Age (years)	Weight (kg)	Height (m)	(BMI)	Category
1	23	65	1.75	21.2	Normal
2	22	70	1.74	23.1	Normal
3	21	60	1.73	20.0	Normal
Mean	22	65	1.74	21.4	
S.D.	0.82	4.08	0.82	1.27	



รูปที่ 4.3 แสดงตำแหน่ง L5/S1 Disc และกล้ามเนื้อ erector spinae (Marras, 2008)



(ก) ท่ายกของ (Lift)

(ข) ดึงของ (Pull)

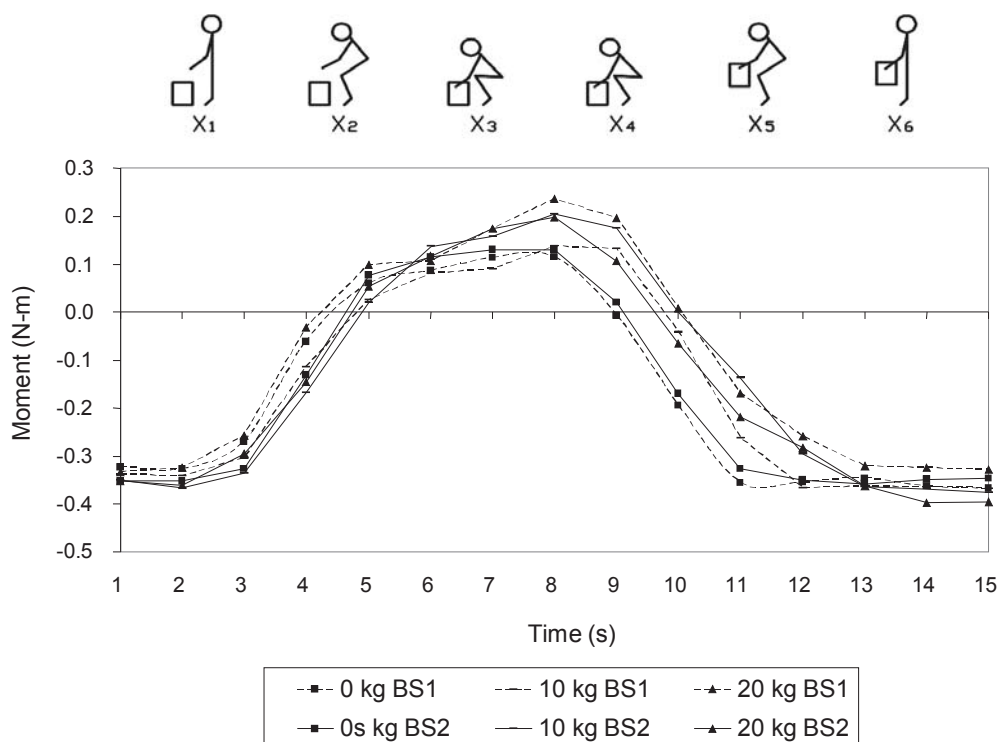
(ค) ดันของ (Push)

รูปที่ 4.4 การเคลื่อนไหวที่ใช้ในการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง

4.2.1 ผลการวิเคราะห์โมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กจากสัญญาณเกจวัดความเครียด

สัญญาณไฟฟ้าจากเกจวัดความเครียดมีค่าเป็นลบในช่วงแรกและช่วงท้ายของการเคลื่อนไหวร่างกาย เนื่องจากการปรับระดับความตึงของเข็มขัดพยุงส่งผลให้แถบเหล็กถูกดัด ทำให้สัญญาณไฟฟ้า

จากเกจวัดความเครียดตำแหน่ง B และ D ดังรูปที่ 3.4 มีค่าเป็นลบ ในการเคลื่อนไหวท่ายกน้ำหนัก 20 kg มีโมเมนต์เกิดขึ้นในแถบหลังตัว S สูงสุด 0.24 N.m ที่วินาทีที่ 8 ที่ความตึงของเข็มขัดระดับที่ 1 ดังในรูปที่ 4.5 ส่วนการเคลื่อนไหวแบบดิ่งและดัน สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากเกจวัดความเครียดให้ผลเป็นลบตลอดการเคลื่อนไหวร่างกายโดยมีสาเหตุในท่าหนึ่งเดียวกัน ความเครียดที่เกิดขึ้นบนแถบหลังตัว S ใช้ในการคำนวณหาโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบหลัง พบว่าจะมีค่าสูงเมื่อมีการเคลื่อนไหวลำตัวในระนาบหน้า-หลัง หรือการก้มตัวไปด้านหน้าในท่ายก ส่วนในท่าดิ่งและท่าดันโมเมนต์บนแถบหลังที่เกิดขึ้นมีค่าน้อยมากและแถบหลังแทบจะไม่มีผลในการช่วยลดโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 (L5/S1 Disc) ส่วนความตึงของเข็มขัดพุงหลังจะมีผลทำให้เกิดการกระชับลำตัวบริเวณหลังส่วนล่างขณะที่การยกกล่องเปล่า (0 kg) และยกกล่องหนัก 10 kg ความตึงน้อย (BS1) สามารถลดมุมการเคลื่อนไหวของลำตัว ทำให้แรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ลดลงได้ ในขณะที่การยกกล่องหนัก 20 kg ความตึงที่มากขึ้น (BS2) สามารถลดลดมุมการเคลื่อนไหวของลำตัวได้มากกว่าดังรูปที่ 4.5

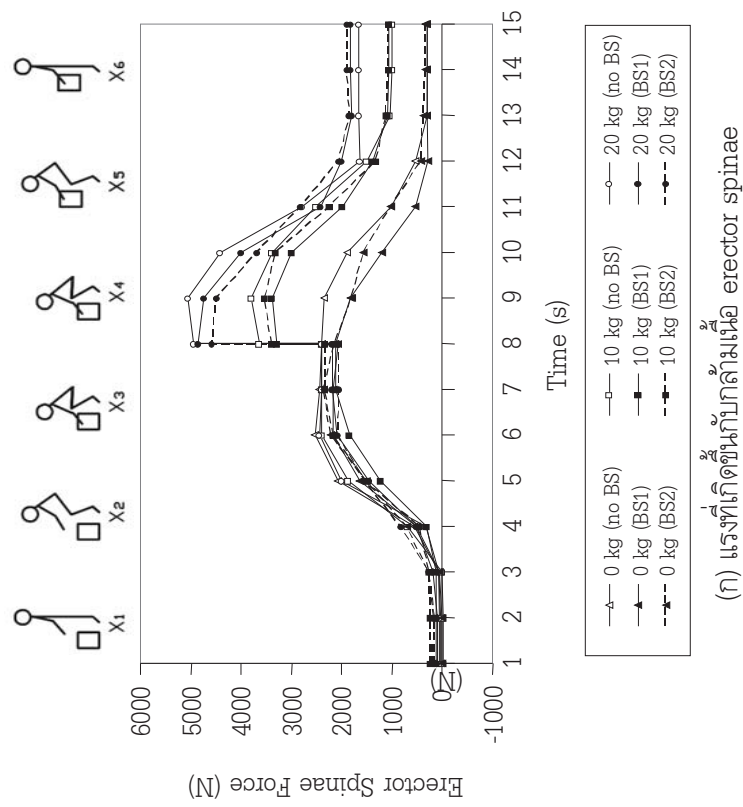


รูปที่ 4.5 โมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบหลังตัว S ในเข็มขัดพุงหลังขณะเคลื่อนไหวท่ายกของ

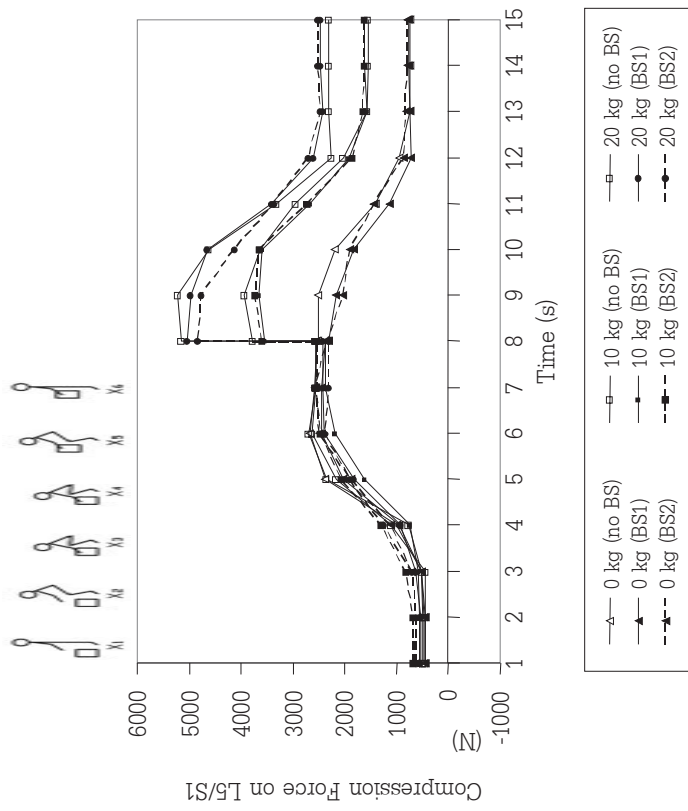
4.2.2 ผลของภาระที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลังและหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ในท่ายกของ

ท่ายกของเป็นท่าที่แถบหลังในเข็มขัดพุงหลังสามารถช่วยลดแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc ได้อย่างเด่นชัดดังในรูปที่ 4.6 และรูปที่ 4.7 แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเหวี่ยงที่เกิดขึ้น L5/S1 Disc จะเปลี่ยนไป เนื่องจากมุมของส่วนต่างๆ ของร่างกายเปลี่ยนไป น้ำหนักที่

L5/S1 Disc แปรรับคือน้ำหนักส่วนต่างๆ ของร่างกายและน้ำหนักจากมวลที่ยก จะเห็นว่าแรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc จะมีค่าสูงที่สุดในตำแหน่ง X_4 หรือประมาณวินาทีที่ 8 ถึง 9 ซึ่งเป็นช่วงที่เริ่มยกกล่องขึ้นจากพื้น แรงดังกล่าวจะลดลงอย่างชัดเจนเมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง แต่ที่ระดับความตึงของเข็มขัดพยุงหลังที่ต่างกันจะไม่เห็นผลความแตกต่างมากนัก ค่าสูงสุดของแรงที่เกิดขึ้นแต่ละเงื่อนไขแสดงอยู่ในตารางที่ 4.3 และผลเมื่อเทียบเป็นเปอร์เซ็นต์การลดลงของแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้น L5/S1 Disc แสดงในรูปที่ 4.8

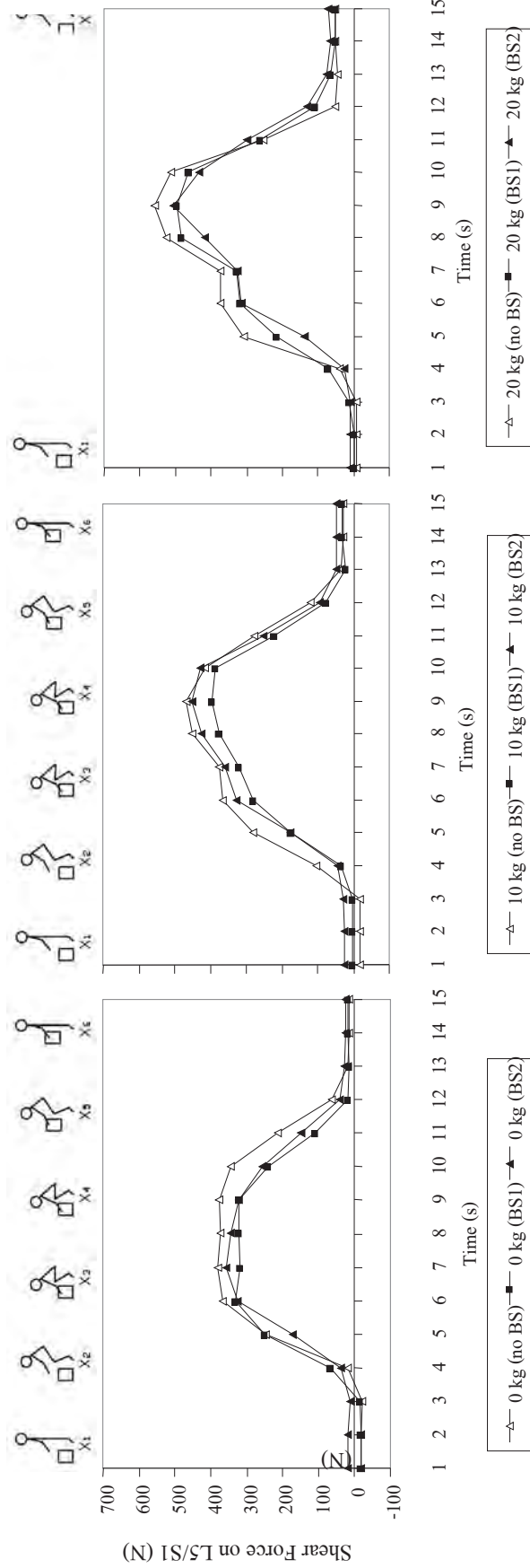


(ก) แรงที่เกิดขึ้นกล้ามเนื้อ erector spinae



(ข) แรงกดที่เกิดขึ้น L5/S1 Disc

รูปที่ 4.6 แรงที่เกิดขึ้นกล้ามเนื้อ erector spinae และเกิดขึ้น L5/S1 Disc ขณะยกของ

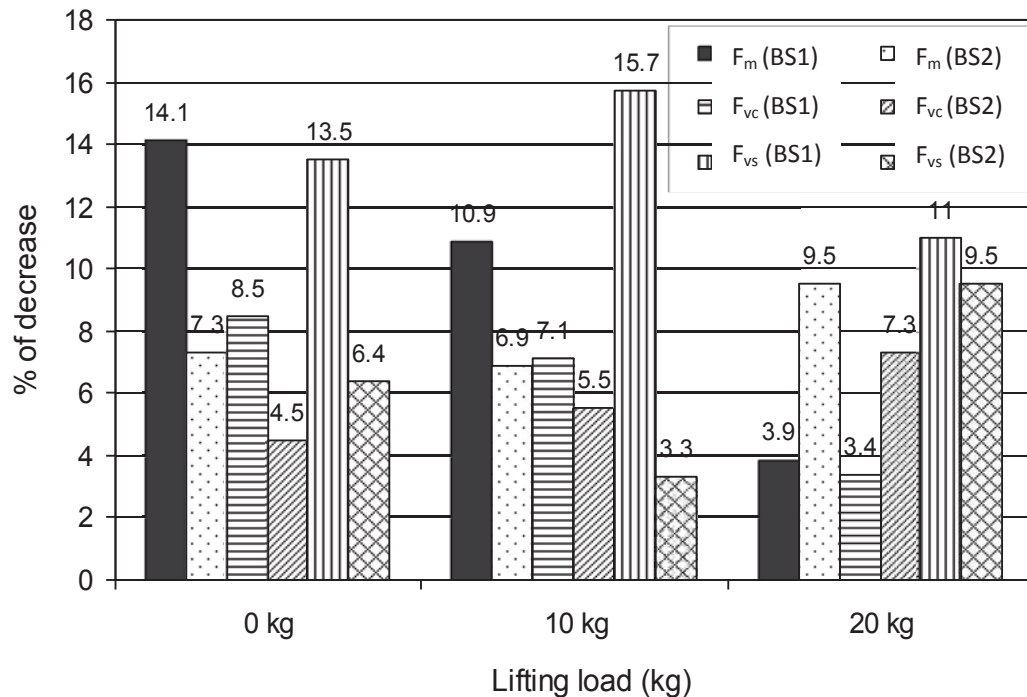


รูปที่ 4.7 ผลแรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc ในการเคลื่อนที่ร่างกายของ

ตารางที่ 4.3 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในท่ายกของที่ตำแหน่ง X_4 ในเงื่อนไขต่าง ๆ

Loads on		Lifting weight (kg)								
L5/S1 Disc	and ESM	no BS			BS1			BS2		
		0 kg	10 kg	20 kg	0 kg	10 kg	20 kg	0 kg	10 kg	20 kg
	F_m	2533.2	3794.4	5049.6	2174.9	3380.9	4853.6	2348.5	3531.6	4570.4
	F_{vc}	2674.8	3943.3	5215.2	2446.9	3665.2	5036.5	2553.4	3725.3	4835.3
	F_{vs}	381.2	467.8	557.7	329.6	394.2	496.2	356.8	452.4	504.8
ESM	คือ erector spinae muscle				F_m	คือแรงที่กระทำต่อ erector spinae muscle				
no BS	คือ ไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง				F_{vc}	คือแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc				
BS1	คือ ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงระดับ 1 (25 N)				F_{vs}	แรงเหวี่ยงที่กระทำต่อ L5/S1 Disc				
BS2	คือ ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงระดับ 2 (38 N)									

จากตารางที่ 4.3 แสดงให้เห็นแรงกระทำสูงสุดที่มีต่อกล้ามเนื้อ erector spinae และ L5/S1 Disc ในขณะทดสอบเข็มขัดพยุงหลังโดยการเคลื่อนไหวในท่ายกของ ผลการทดสอบพบว่าแรงกระทำดังกล่าวจะมีค่าสูงสุดเมื่อกลุ่มตัวอย่างไม่ได้ใส่เข็มขัดพยุงหลัง โดยแรงที่กระทำสูงสุดเกิดจากการยกน้ำหนัก 20 kg ซึ่งแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae มีค่าเท่ากับ 5049.6 N แรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc มีค่า 5215.2 N และแรงเหวี่ยงที่กระทำต่อ L5/S1 Disc มีค่า 557.7 N ซึ่งจะมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บสูงถ้าแรงกดเกิน 6400 N และแรงเหวี่ยงเกิน 1000 N (Marras, W. S. 2008) แสดงให้เห็นว่าหากแรงกดที่เพิ่มขึ้นอีกประมาณ 18.6% หรือแรงเหวี่ยงเพิ่มขึ้นอีก 44.2% ก็จะเข้าสู่ภาวะความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ อย่างไรก็ตามค่าที่ใช้ในการกำหนดภาวะความเสี่ยงเป็นค่าประมาณ ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นมาจากสภาพร่างกายของบุคคลที่มีความแข็งแรงที่ต่างกัน ดังนั้นในบุคคลที่ร่างกายมีความแข็งแรงน้อย แรงกดและแรงเหวี่ยงที่น้อยกว่า 6,400 N และ 1,000 N ก็อาจทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของ L5/S1 Disc ได้ รูปที่ 4.8 แสดงผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงกระทำสูงสุดที่เกิดกับกล้ามเนื้อ erector spinae และ L5/S1 Disc ขณะเคลื่อนไหวในท่ายกของที่น้ำหนักต่างกัน จะเห็นว่าแรงกระทำจะลดลงเมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังขณะทดสอบ สังเกตได้จากเปอร์เซ็นต์การลดลงเมื่อเทียบกับกรณีไม่ได้ใส่เข็มขัดพยุงหลัง



BS1 คือ ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงระดับ 1 (25 N) F_m คือแรงที่กระทำต่อ erector spinae muscle
 BS2 คือ ใส่เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงระดับ 2 (38 N) F_{vc} คือแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc
 F_{vs} คือแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc

รูปที่ 4.8 แรงกระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae และ L5/S1 Disc ที่ลดลงเป็นเปอร์เซ็นต์
 เมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังขณะเคลื่อนไหวนำในท่ายก

จากรูปที่ 4.8 สรุปได้ว่าการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังทั้งสองระดับความตึงมีผลช่วยลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae ช่วยลดแรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc ได้ทุกเงื่อนไข ดังนั้น เข็มขัดพยุงหลังและแถบเหล็กตัว S ในเข็มขัดพยุงหลังมีบทบาทในการลดการทำงานของกล้ามเนื้อ erector spinae ลดแรงกดและลดแรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc ได้มากในท่ายกของ ซึ่งเป็นท่าที่กล้ามเนื้อหลังทำงานหนักและเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ เข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในการทดลองสามารถลดแรงดึงของกล้ามเนื้อ erector spinae ได้สูงสุด 14.1% และลดแรงกดได้สูงสุด 8.5% ในการยกกล่องเปล่าที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 และลดแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 15.7% ขณะยกกล่อง 20 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 จะเห็นได้ว่าที่ระดับน้ำหนักในการยกน้อยๆ ความกระชับระดับ 1 หรือการใส่เข็มขัดพยุงหลังแบบพอดีสามารถลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้ดี แต่เมื่อยกน้ำหนักมากขึ้นเป็น 20 kg ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 2 หรือการใส่เข็มขัดพยุงหลังที่แน่นขึ้นสามารถลดแรงดังกล่าวได้ดีกว่า โดยสามารถลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ได้ 9.5% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้ 11% ยกเว้นค่าแรงเฉือนที่สามารถลดได้น้อยกว่าความกระชับระดับ 1 เล็กน้อย สาเหตุส่วนหนึ่งที่ทำให้ความกระชับระดับ 2 มีผลในการช่วยลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรง

เฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc ได้น้อย เนื่องจากการสวมใส่ที่แน่นเกินไปทำให้เกิดโมเมนต์ดัดตกค้างในแถบหลักตัว S และเกิดโมเมนต์ขึ้นในลำตัวผู้สวมใส่ในทิศทางเดียวกันกับโมเมนต์จากน้ำหนักส่วนต่างๆ ของร่างกายและจากแรงภายนอก

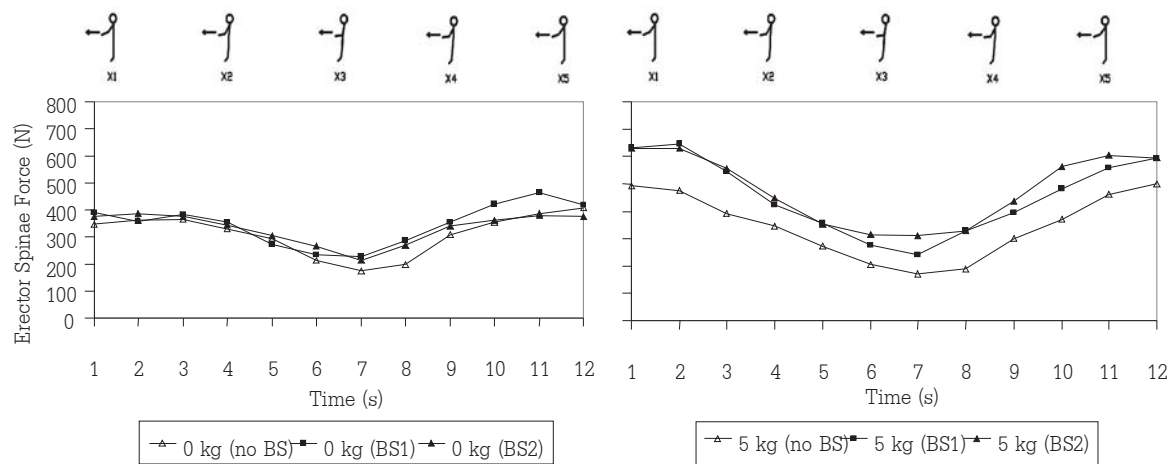
4.2.3 ภาระที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลังและหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ในท่าดึงและดัน

ในท่าดึงเป็นท่าการเคลื่อนไหวที่อาศัยแขนและมือเป็นอวัยวะหลัก ในการทำงานร่วมกับการเกร็งของลำตัวและโน้มตัวมาด้านหลัง ในขณะที่ท่าดันเป็นการโน้มตัวไปด้านหน้าเพื่อรักษาสภาวะสมดุลในการทรงตัวของร่างกาย

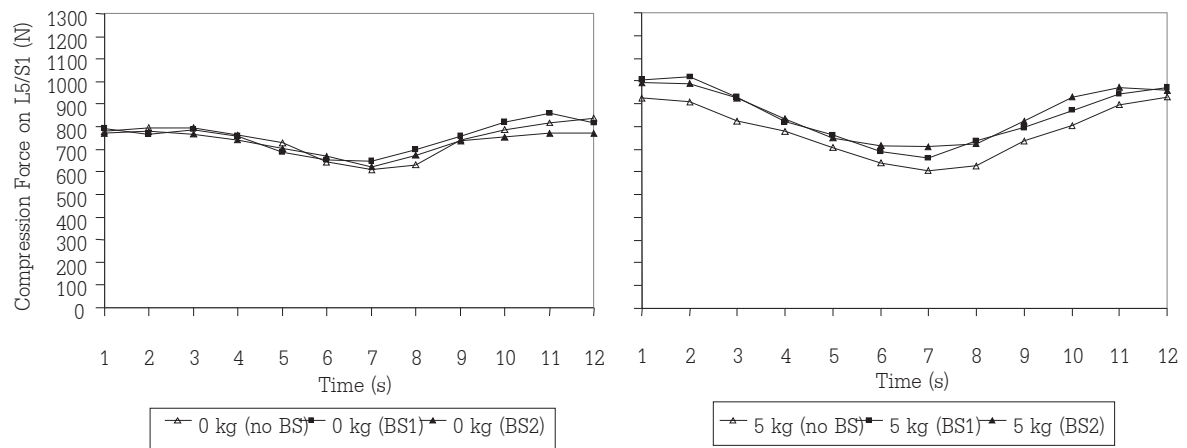
1) ท่าดึง ในท่าดึงเมื่อออกแรงดึงน้ำหนักจนสุดแขนท่อนบนขนานกับลำตัวแขนท่อนล่างขนานกับพื้นและเอนลำตัวไปด้านหลังเล็กน้อย เป็นตำแหน่งที่แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc น้อยที่สุด เพราะเป็นจังหวะที่แรงกระทำมีระยะห่างจากจุดศูนย์กลางมวลของส่วนร่างกายน้อยที่สุด ตำแหน่งดังกล่าวนี้จะอยู่ที่ตำแหน่ง X_3 หรือประมาณวินาทีที่ 6 ถึง 7 ส่วนแรงกระทำมีค่าสูงสุดเมื่อเคลื่อนไหวในตำแหน่ง X_1 และ X_5 ดังในรูปที่ 4.9 พบว่าเข็มขัดพยุงหลังทำให้แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับกรณีไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง

2) ท่าดัน ในท่าดันเมื่อออกแรงดันน้ำหนักจนสุดแขนท่อนบนและแขนท่อนล่างจะเหยียดตรงขนานกับพื้นและมีการเอนลำตัวไปด้านหน้าเล็กน้อย เป็นตำแหน่งที่แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc มากที่สุด เพราะเป็นจังหวะที่แรงกระทำมีระยะห่างจากจุดศูนย์กลางมวลของส่วนร่างกายมากที่สุด ตำแหน่งดังกล่าวนี้จะอยู่ที่ตำแหน่ง X_3 หรือประมาณวินาทีที่ 6 ถึง 7 ดังในรูปที่ 4.10 พบว่าเข็มขัดพยุงหลังทำให้แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับกรณีไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง

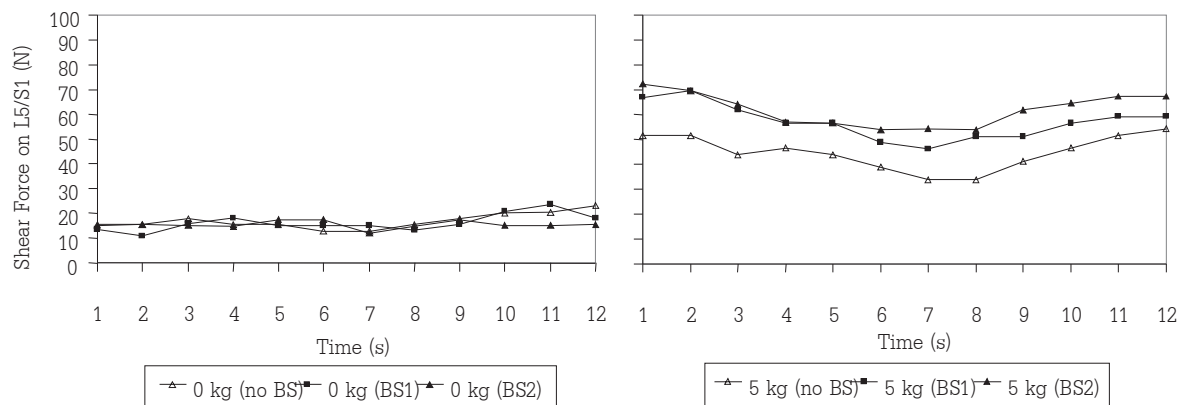
จากทั้ง 2 ท่าทางพบว่าเข็มขัดพยุงหลังทำให้แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc มีค่าเพิ่มขึ้นน้อยมาก และเป็นระดับที่น้อยเมื่อเทียบกับการเคลื่อนไหวในท่าก้มยกของ ทำให้แรงที่กระทำดังกล่าวไม่ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของอวัยวะบริเวณหลังส่วนล่าง



(ก) แรงที่เกิดขึ้นกับกล้ามเนื้อ erector spinae

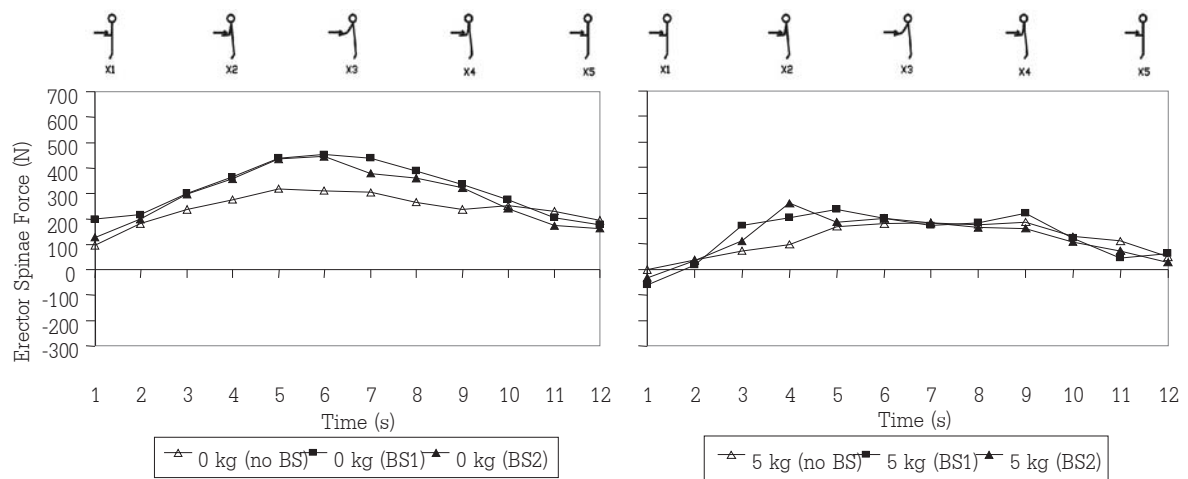


(ข) แรงกดที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc

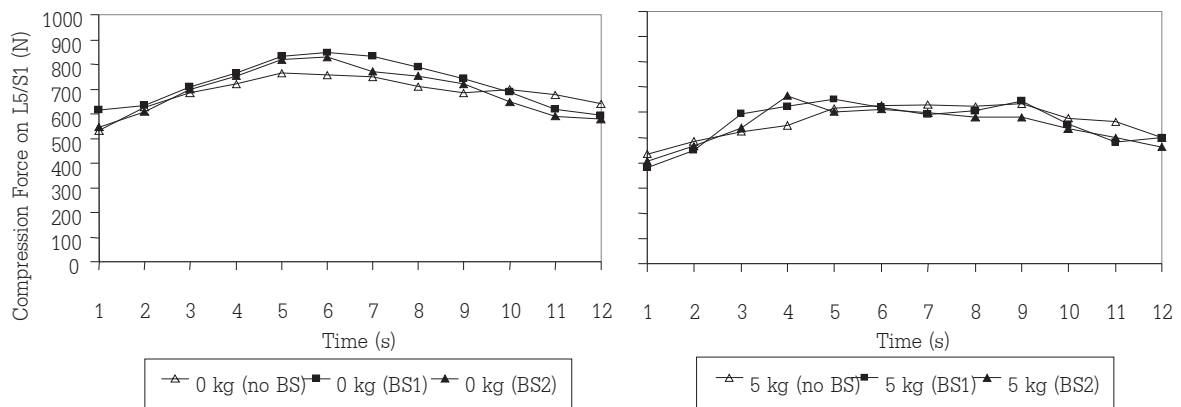


(ค) แรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc

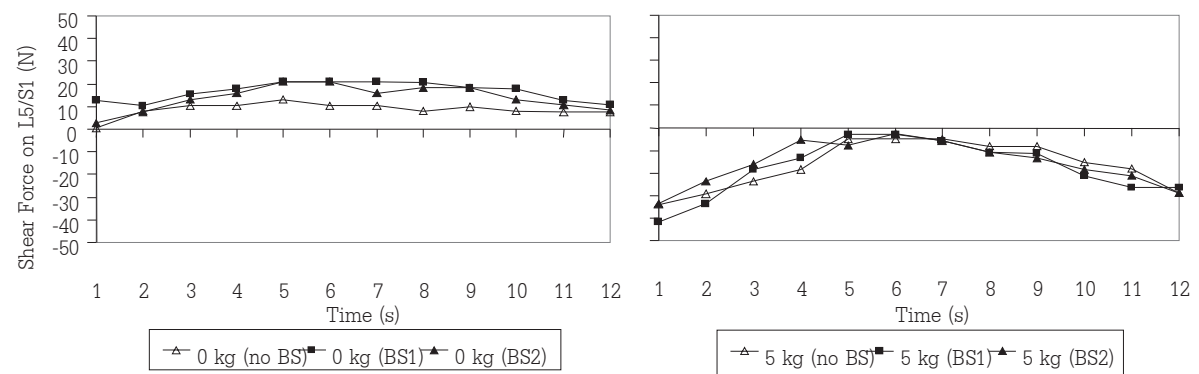
รูปที่ 4.9 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่าดึงของ



(ก) แรงที่เกิดขึ้นกับ กล้ามเนื้อ erector spinae



(ข) แรงกดที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc



(ค) แรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc

รูปที่ 4.10 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่าดันของ

4.3 แบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์

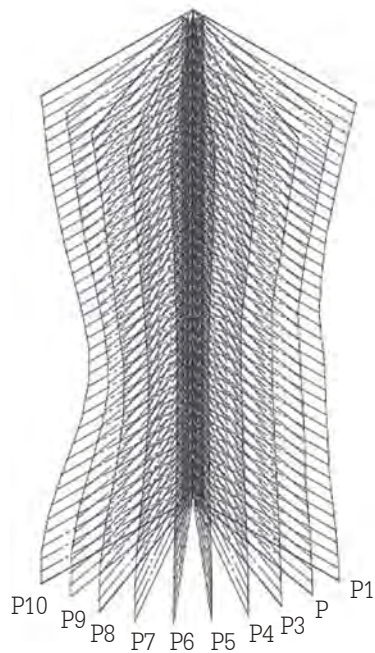
ในการสร้างแบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์ใช้กลุ่มตัวอย่างชาย 10 คนซึ่งได้แสดงข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างไว้ดังตารางที่ 4.4 เก็บข้อมูลภาพถ่ายและดำเนินการตามขั้นตอนในหัวข้อที่ 3.1.2.1 ได้แบบจำลองหลังส่วนล่างของมนุษย์ซึ่งอยู่ในรูปของไฟล์ข้อมูลในคอมพิวเตอร์โดยแปลงเป็นแบบ (drawing) ซึ่งสามารถบอกถึงรายละเอียดความโค้งงอของหลังส่วนล่างได้ โดยได้แสดงแบบจำลอง 3 มิติไว้ในรูปที่ 4.11 และได้แสดงตำแหน่งของกระดูกสันหลังของมนุษย์เทียบกับแบบจำลองดังกล่าวไว้ในรูปที่ 4.12

ตารางที่ 4.4 ดัชนีมวลกายของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวัดรูปร่างหลัง

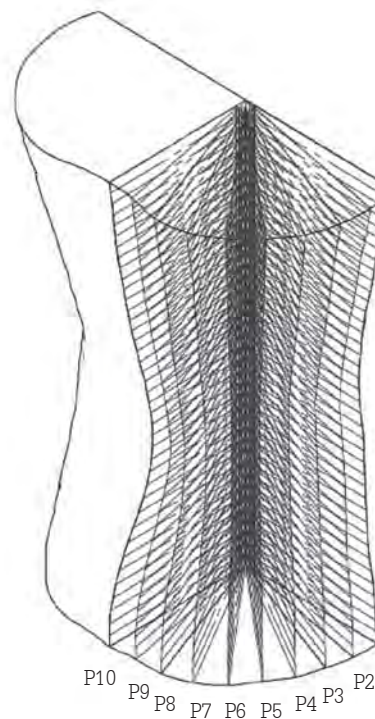
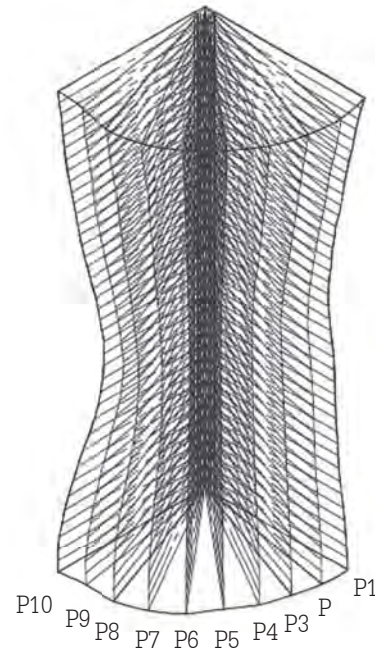
No.	Age (years)	Weight (kg)	Height (m)	BMI	Category
1	23	65	1.74	21.5	Normal
2	27	70	1.65	25.7	Overweight
3	21	60	1.66	21.8	Normal
4	25	71	1.70	24.4	Overweight
5	21	70	1.75	22.9	Normal
6	23	84	1.73	28.1	Overweight
7	23	73	1.68	25.9	Overweight
8	23	70	1.72	23.7	Overweight
9	25	86	1.83	25.7	Overweight
10	21	56	1.70	19.4	Normal
Mean	23.1	70.5	1.72	23.9	
SD	1.92	8.83	0.05	2.45	

โปรไฟล์ขนาดของหลังบนระนาบแนวตั้งทั้ง

10 ระนาบ



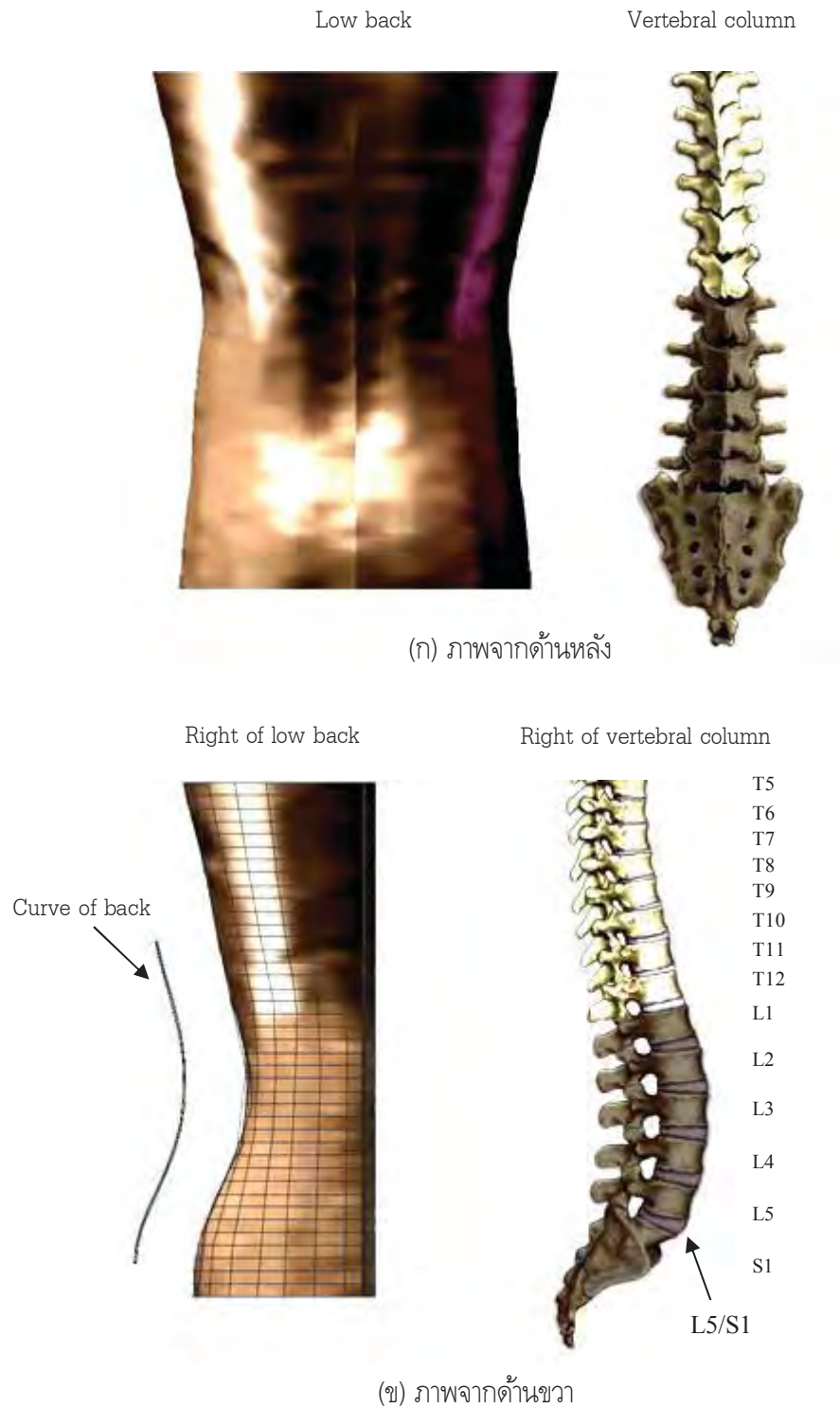
แบบจำลอง 3 มิติของหลังซี่งขวา



แบบจำลอง 3 มิติของหลังส่วนล่าง

แบบจำลอง 3 มิติแบบสมมาตรซ้าย - ขวา

รูปที่ 4.11 แสดงแบบจำลองหลังส่วนล่างแบบ 3 มิติจากกลุ่มตัวอย่างชาย 10 คน



รูปที่ 4.12 แสดงแบบจำลองหลังส่วนล่างเทียบกับตำแหน่งของกระดูกสันหลัง

จากรูปที่ 4.12 แสดงให้เห็นว่ากระดูกสันหลังส่วนเอวตั้งแต่ L1 ถึง L5 เป็นตำแหน่งที่มักพบอาการบาดเจ็บบ่อย จึงเป็นตำแหน่งที่ใช้อ้างอิงไปสู่ตำแหน่งของเข็มขัดพยุงหลังในขณะสวมใส่ และใช้ส่วนโค้งของหลังจากแบบจำลอง 3 มิติที่ตำแหน่งเดียวกับ L1 ถึง L5 เป็นตัวกำหนดความโค้งของแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัด

พยางหลัง เพื่อให้สอดคล้องกับสรีระของผู้สวมใส่ และนำข้อมูลจากส่วนนี้ไปประกอบในการตัดเย็บเข็มขัดพยางหลัง และขึ้นรูปแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลังต่อไป

4.4 สูตรยางคอมปาวด์ที่ทำจากยางธรรมชาติและคุณสมบัติ

คุณสมบัติพื้นฐาน 2 คุณสมบัติที่สำคัญของยางคอมปาวด์แต่ละสูตร คือ เวลาในการวัลคาไนซ์ ที่อุณหภูมิ 150°C และค่าความหนืดมูนนี่ที่ 100°C หาได้จากการนำชิ้นตัวอย่างยางคอมปาวด์มาทดสอบตามขั้นตอน ดังหัวข้อที่ 3.1.2.2 และผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 ค่าความหนืด (Mooney viscosity) และเวลาในการวัลคาไนซ์ของยางคอมปาวด์

Rubber formula	ML 1+4 (MU)	Cure times (min)	
		T _{C90}	T _{C95}
formula 1	12.39	12.46	13.48
formula 2	22.72	12.21	13.28
formula 3	21.10	12.24	13.34
formula 4	3.94	10.52	12.26
formula 5	6.67	10.46	12.57
formula 6	10.98	10.42	12.46
formula 7	7.4	11.15	12.49

จากตารางที่ 4.5 พบว่า struktol มีผลต่อคุณสมบัติของยางคอมปาวด์สองด้าน คือ ด้านแรก struktol ซึ่งเป็นสารย่อยยางทำให้ยางคอมปาวด์มีค่าความหนืดที่ลดลงอย่างเห็นได้ชัดโดยอีกนัยหนึ่งก็คือ ทำให้ยางคอมปาวด์นิ่มขึ้น ส่งผลดีต่อการไหลในแม่พิมพ์เมื่อทำการขึ้นรูปยาง ด้านที่สอง struktol ทำให้เวลาในการวัลคาไนซ์ของยางคอมปาวด์ลดลงอย่างเห็นได้ชัด โดยเทียบระหว่างยางสูตรที่ 1 2 และ 3 กับยางสูตรที่ 4 5 และ 6 ซึ่งมี struktol 7 phr เป็นผลให้สามารถลดปริมาณการใช้พลังงานในส่วนของการอบขึ้นรูปโดยการให้ความร้อนลงไป spindle oil เป็นสารที่ควบคุมปริมาณอีกตัวซึ่งยังไม่แสดงผลที่ชัดเจนเมื่อพิจารณาจากผลการทดสอบทั้งในส่วน of ค่าความหนืดและเวลาในการวัลคาไนซ์ของยางคอมปาวด์

4.5 การทดสอบหาคุณสมบัติยางคงรูป

ยางคงรูปหรือยางธรรมชาติที่บดผสมสารเคมีและผ่านการวัลคาไนซ์ คือ ยางที่มีความเสถียรทั้งรูปร่างและคุณสมบัติเชิงกล จึงเป็นยางที่เหมาะสมแก่การนำไปใช้งานตามลักษณะของคุณสมบัติและรูปร่างที่ถูกออกแบบ ในงานวิจัยนี้ได้ทดสอบคุณสมบัติของยางคงรูป 3 การทดสอบ คือ การทดสอบค่าความแข็ง การทดสอบ

แรงดึง และการทดสอบแรงกด ซึ่งการทดสอบทั้ง 3 นี้เป็นการทดสอบที่มีความสอดคล้องกับลักษณะการรับแรงของชิ้นงาน

4.5.1 ค่าความแข็ง (hardness) ของยางคงรูป 7 สูตร

เมื่อทดสอบความแข็งของยางคงรูปทั้ง 7 สูตรตามมาตรฐาน ASTM D2240 ด้วยเครื่อง Durometer ซึ่งมีหน่วยความแข็งเป็น Shore A พบว่ายางคงรูปมีความแข็งที่ลดลงเมื่อเทียบกับยางธรรมชาติ ซึ่งโดยปกติยางธรรมชาติจะมีค่าความแข็งประมาณ 40 Shore A การทดสอบความแข็งขึ้นตัวอย่างทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 19 mm หนา 12.5 mm ได้ผลดังแสดงในตารางที่ 4.6

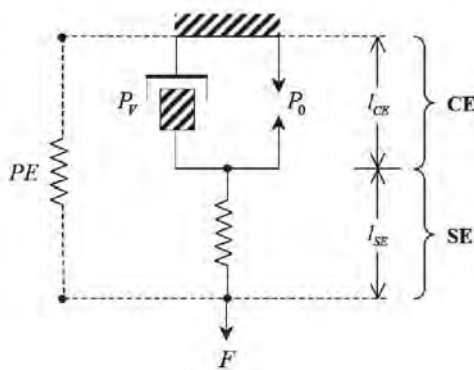
ตารางที่ 4.6 แสดงผลการทดสอบความแข็งของยางคงรูปของสูตรยางทั้ง 7 สูตรซึ่งอยู่ในหน่วย Shore A

Rubber formula	Hardness (shore A)										%
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	Mean	Reduction
STR 5L	40	40	40	40	40	40	40	40	40	-	-
formula 1	13	14	14	13.5	14	13	13.5	14	13	13.6±0.46	66.1
formula 2	16	17	16	18	18.5	18	16	16	16.5	16.9±1.02	57.8
formula 3	21	20.5	20	19	18	19	19	20.5	20	19.7±0.97	50.8
formula 4	31.5	31.5	30.5	30	30	29	29.5	29.5	28	29.9±1.13	25.1
formula 5	32.5	33	33	32.5	33	33	34	33.5	33.5	33.1±0.49	17.2
formula 6	37	37	37	37.5	38	39.5	36.5	37	37	37.4±0.89	6.5
formula 7	27	27.5	27.5	26	26.5	26.5	27	27	27.5	26.9±0.53	32.6

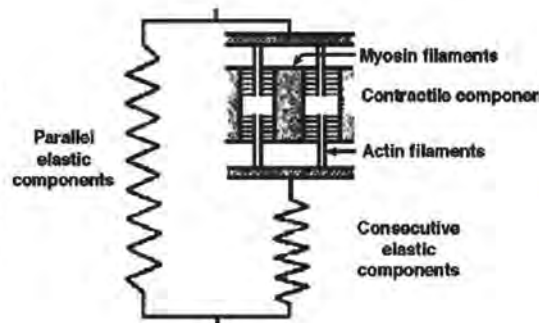
จากผลการทดสอบค่าความแข็งของยางคงรูป พบว่ายางที่มีความแข็งต่ำสุดและสูงสุดคือยางสูตรที่ 1 และ 6 ตามลำดับ ซึ่งเมื่อพิจารณาผลของความแข็งที่เกิดจากสารเคมีพบว่าค่าความแข็งของยางธรรมชาติสูตรที่ 3 ลดลงประมาณ 50.8% และความแข็งลดลงเป็น 57.8% และ 66.1% เมื่อเพิ่ม Spindle oil 10 และ 20 phr ในสูตรที่ 2 และ 1 ในกรณีใส่สารย่อยยางพบว่าความแข็งลดลง 6.5% และลดลงอีกเป็น 17.2% และ 25.1% เมื่อเพิ่มน้ำมันอีก 10 และ 20 phr ในสูตรที่ 5 และ 4 ดังนั้นน้ำมันและสารย่อยยางจึงเป็นปัจจัยหลักต่อความแข็งของยาง

ความแข็งของยางที่นำมาใช้เป็นแผ่นยางรองรับในเข็มขัดพยางหลัง ส่งผลต่อความรู้สึกในการสัมผัสเมื่อสวมใส่เข้ากับบริเวณหลัง ยางที่นำมาใช้จะต้องมีคุณสมบัติที่ไม่แข็งจนเกินไป แต่ต้องมีค่าความแข็งที่สูงไม่น้อยกว่าความแข็งของมัดกล้ามเนื้อที่ทำงาน ซึ่งจะช่วยลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้ เสมือนมีกล้ามเนื้ออีกชุดหนึ่งมาช่วยเสริม ดังนั้นหากพิจารณากล้ามเนื้อลาย (skeletal muscle) ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ จะมีแบบจำลองทางกลศาสตร์ดังรูปที่ 4.13 และแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ

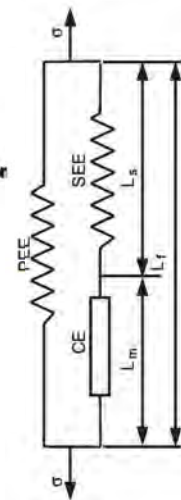
Contractile component, Parallel elastic component และ Series elastic component (Consecutive elastic component) ส่วนของ Contractile component จะทำหน้าที่หดหรือคลายตัวทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของกระดูกซึ่งเป็นอวัยวะโครงสร้างของร่างกายที่ถูกยึดอยู่ที่ปลายทั้งสองข้างของมัดกล้ามเนื้อ นอกจากนี้จะมีส่วนที่ทำหน้าที่ประคองเมื่อมีการหดหรือคลายตัวของ Contractile component คือส่วนที่เป็น Parallel elastic component และ Series elastic component เช่นเดียวกับวัสดุรองรับในเข็มขัดพยุงหลังในส่วนของยางธรรมชาติ ที่จะคอยทำหน้าที่ในการประคองกล้ามเนื้อหลังในขณะที่มีการหดหรือคลายตัว และหากพิจารณาเฉพาะส่วนที่เป็น Elastic component ของกล้ามเนื้ออันมีค่าความแข็งแรงตึงเฉพาะตัวก็จะความสอดคล้องกับคุณสมบัติของยางธรรมชาติ ทำให้การใช้อย่างเป็นวัสดุรองรับเปรียบได้กับการเพิ่มชุดกล้ามเนื้อขึ้นอีกชุดหนึ่ง แต่จะแตกต่างกันก็คือแผ่นยางรองรับไม่มีส่วนของ Contractile component ผลจากแผ่นยางจะทำให้มัดกล้ามเนื้อมีค่าความแข็งแรงตึงเพิ่มขึ้นดังแสดงในรูปที่ 4.14



(ก) Phillips, C.A. และคณะ (2004)

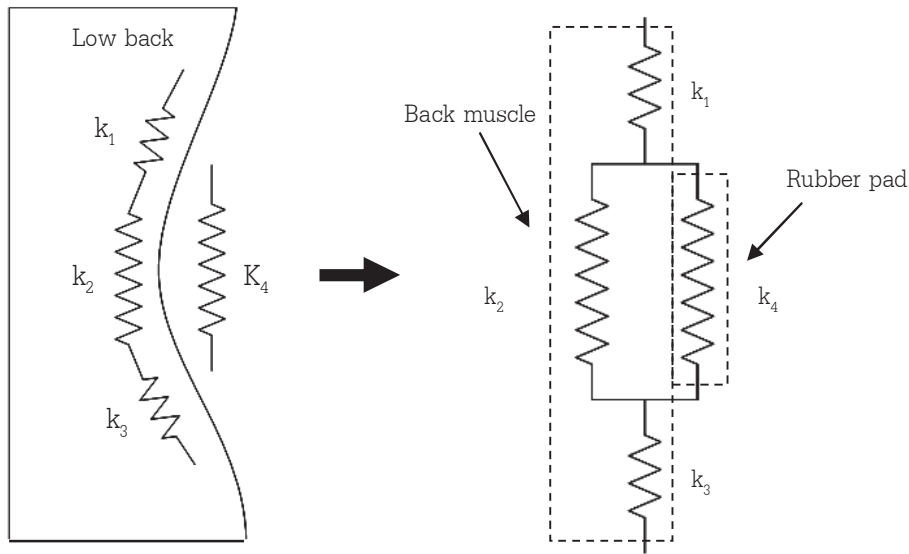


(ข) Vermiglio, GA และคณะ (2005)



(ค) Tang C.Y. และคณะ (2009)

รูปที่ 4.13 แสดงแบบจำลองทางกลศาสตร์ในการทำงานของกล้ามเนื้อลาย



รูปที่ 4.14 แบบจำลองทางกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อหลังเมื่อทำงานร่วมกับแผ่นยางรองรับ

จากรูปที่ 4.14 กล้ามเนื้อบริเวณหลังส่วนล่างจะยึดกับกระดูกตั้งแต่บริเวณสะโพกวางตัวตามแนวยาวของลำตัวถึงหลังส่วนบน และอาจแบ่งได้เป็น 3 ส่วนซึ่งแต่ละส่วนมีค่าความแข็งตั้งเป็น k_1 , k_2 และ k_3 หากพิจารณาตำแหน่ง k_2 เป็นบริเวณของหลังส่วนล่างที่มักเกิดอาการบาดเจ็บของและเป็นตำแหน่งที่สวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง แผ่นยางรองรับที่แนบกับแผ่นหลังหรือ k_4 จึงเป็นส่วนที่จะช่วยเพิ่มค่าความแข็งตั้งให้แก่กล้ามเนื้อบริเวณดังกล่าว เพราะหาก k_4 มีค่าน้อยกว่า k_2 ก็จะเสมือนแผ่นยางรองรับไม่ได้ทำหน้าที่ในการเพิ่มค่าความแข็งตั้งให้กับชุดกล้ามเนื้อเท่าที่ควร และหาก k_4 มีค่ามากกว่า k_2 ความแข็งตั้งก็จะมีค่ามากเกินไปจนรังเกียจการทำงานของกล้ามเนื้อ ดังนั้นแผ่นยางรองรับจึงควรที่จะมีค่าความแข็งตั้งที่ใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อบริเวณนั้นหรือ k_4 ควรที่จะใกล้เคียงกับ k_2 ซึ่งมีผลต่อการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังและค่าความแข็งตั้งรวมแสดงดังสมการที่ต่อไปนี้

ค่าความแข็งตั้งของกล้ามเนื้อ

$$k_m = \frac{k_1 k_2 k_3}{k_1 k_2 + k_1 k_3 + k_2 k_3} \quad (4.1)$$

สมมติให้ $k_1 = k_2 = k_3 = k$

$$k_m = \frac{1}{3} k \quad (4.2)$$

ค่าความแข็งตั้งตำแหน่ง k_2 ที่เพิ่มขึ้น เมื่อ $k_2 = k_4$

$$k_2' = 2k_2 \quad (4.3)$$

ค่าความแข็งตั้งของยางและกล้ามเนื้อรวมกัน

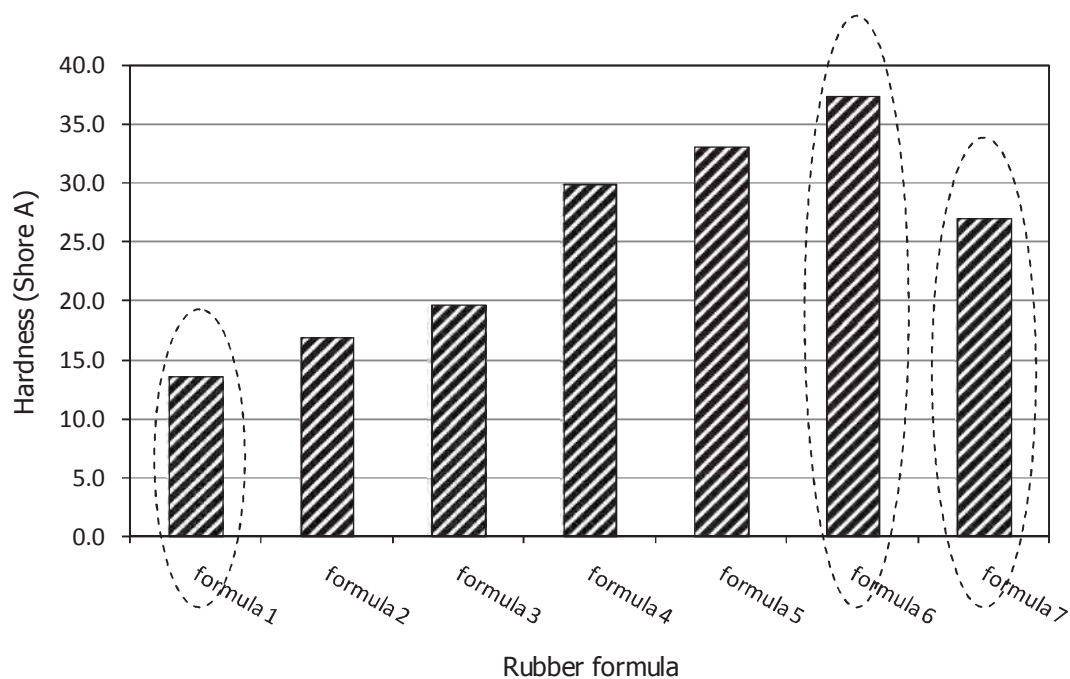
$$k_m' = \frac{k_1 k_2' k_3}{k_1 k_2' + k_1 k_3 + k_2' k_3} \quad (4.4)$$

สมมติให้ $k_1 = k_2 = k_3$

$$k_m' = \frac{2}{5} k \quad (4.5)$$

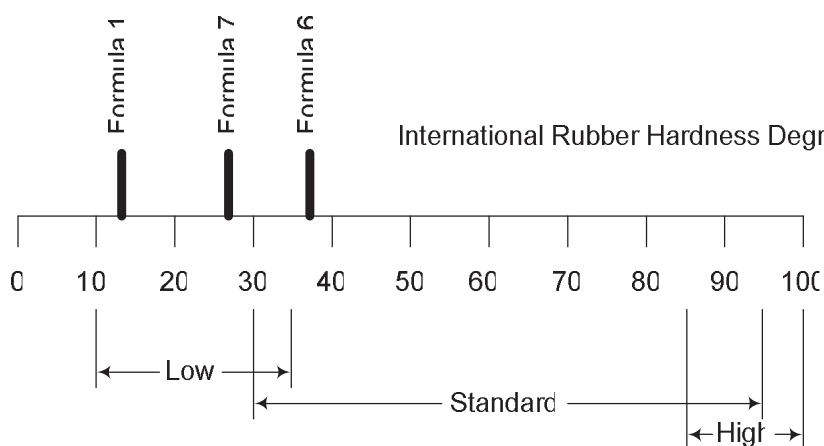
โดยที่	k_1, k_2, k_3	คือ ค่าความแข็งตึงของกล้ามเนื้อที่ตำแหน่ง 1, 2, 3
	k_4	คือ ค่าความแข็งตึงของแผ่นยางรองรับ
	k_m	คือ ค่าความแข็งตึงรวมของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง
	k_m'	คือ ค่าความแข็งตึงรวมของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างที่เพิ่มขึ้น

จากสมการที่ (4.2) และ (4.5) แสดงให้เห็นว่าเมื่อค่าความแข็งตึงของกล้ามเนื้อจะเพิ่มขึ้น 32.5% เมื่อใช้แผ่นยางรองรับที่มีความแข็งตึงเท่ากับกล้ามเนื้อ แผ่นยางรองรับนี้ไม่ใช่วัสดุหลักในการรับแรง แต่จะส่งผ่านและกระจายแรงจากแถบอูมิเนียมอัลลอยด์ซึ่งเป็นวัสดุแข็ง และแนบกับหลังส่วนล่าง ดังนั้นเพื่อให้แผ่นยางทำหน้าที่ได้ดีจึงควรมีความแข็งตึงที่ใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อบริเวณดังกล่าว แต่เนื่องจากไม่ทราบถึงคุณสมบัติดังกล่าวของกล้ามเนื้อหลัง จึงใช้การเลือกสูตรยางจำนวนหนึ่งเพื่อขึ้นรูปเป็นแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังและทดสอบการใช้งาน เพื่อทราบถึงผลของยางคงรูปสูตรดังกล่าวที่มีต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง และนำไปสู่ข้อสรุปของแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังที่สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้ สูตรยางที่นำมาขึ้นรูปเป็นแผ่นยางรองรับหลังคือยางสูตรที่ 1 6 และ 7 ซึ่งเลือกโดยพิจารณาสูตรยาง 3 สูตรจาก 7 สูตรโดยใช้ค่าความแข็งที่ต่ำสุดในกลุ่มคือสูตรที่ 1 ซึ่งอยู่ในกลุ่มยางนิ่ม ใช้ค่าความแข็งที่สูงสุดในกลุ่มคือสูตรที่ 6 ซึ่งอยู่ในกลุ่มของยางที่มีความแข็งระดับกลาง และใช้ค่าความแข็งระดับกลางของกลุ่มคือยางสูตรที่ 7 ค่าความแข็งของสูตรยางทั้ง 7 สูตรและสูตรยางที่เลือกได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.15 แสดงค่าความแข็งของยางคงรูปทั้ง 7 สูตรและสูตรยางที่ถูกเลือก

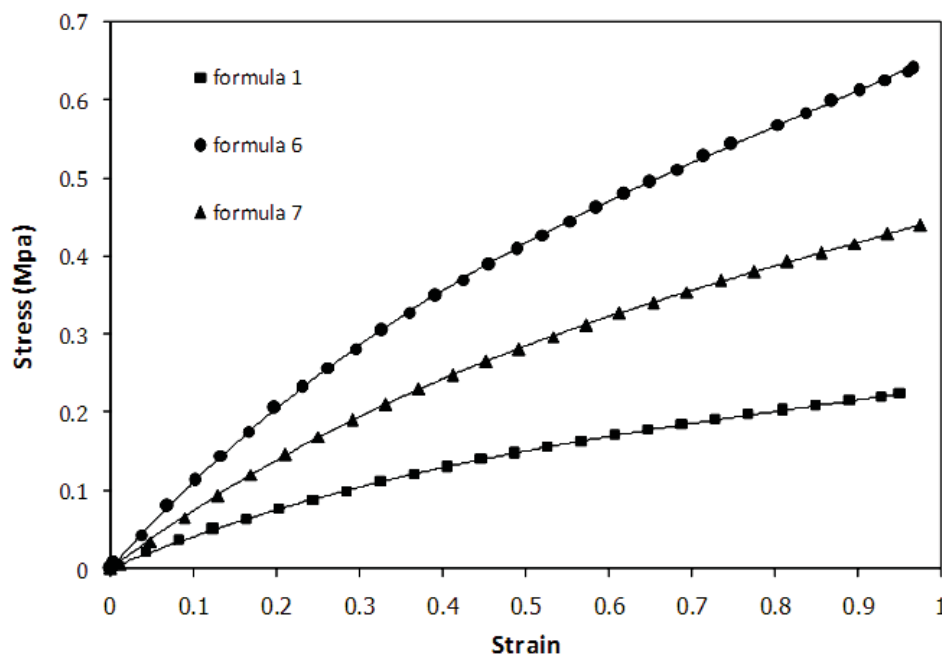
เมื่อพิจารณาตามมาตรฐานวัดความแข็งนานาชาติ (International Rubber Hardness Degree, IRHD) ซึ่ง IRHD ได้ยึดแนวของ Shore A ทำให้ค่าที่วัดแบบ IRHD มีความใกล้เคียงกับ Shore A มากที่สุด ดังนั้นจึงได้นำค่าความแข็งของยางทั้ง 3 สูตรที่ถูกเลือกมาเทียบกับขอบเขตของยางแข็งและยางนุ่มตามที่ IRHD ได้ระบุไว้ซึ่งได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.16



รูปที่ 4.16 แสดงตำแหน่งของยางทั้ง 3 สูตรเทียบกับกลุ่มความแข็งที่ IRHD กำหนด
(บุญธรรม และปรีชา. 2534)

4.5.2 การรับแรงดึงในแนวแกน (uniaxial tensile testing) ของยางคงรูป 3 สูตร

ผลการทดสอบแรงดึงของชิ้นตัวอย่างยางคงรูปที่มีรูปร่างแบบดัมเบล 5 ชิ้นตัวอย่างต่อหนึ่งสูตรยาง ดึงที่ระยะการยืดตัว 100% สเตรน โดยเฉลี่ยข้อมูลความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของแต่ละการทดสอบ จากนั้นนำไปหาความสัมพันธ์ในรูปสมการโพลิโนเมียลโดยหาค่าสหสัมพันธ์ (correlation coefficient, r^2) ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 4.17 โดยยางสูตรที่ 1 6 และ 7 เมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยในทอมของสมการโพลิโนเมียลกำลังสามมีค่า r^2 ใกล้เคียง 1 และยางทั้งสูตรมีความสัมพันธ์ในทอมของความเค้นและความเครียดดังแสดงในตารางที่ 4.7



รูปที่ 4.17 แสดงผลการทดสอบแรงดึงของชิ้นตัวอย่างยางคงรูป 3 สูตร

ตารางที่ 4.7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดในการทดสอบแรงดึงแบบ Uniaxial Tension ของยางคงรูปทั้ง 3 สูตร

Rubber formula	Average function	r^2
Formula 1	$F(x) = 0.24594x^3 - 0.33329x^2 + 0.43474x$	0.9998
Formula 6	$F(x) = 0.75717x^3 - 0.88282x^2 + 1.18392x$	0.9999
Formula 7	$F(x) = 0.22183x^3 - 0.54582x^2 + 0.729224x$	0.9999

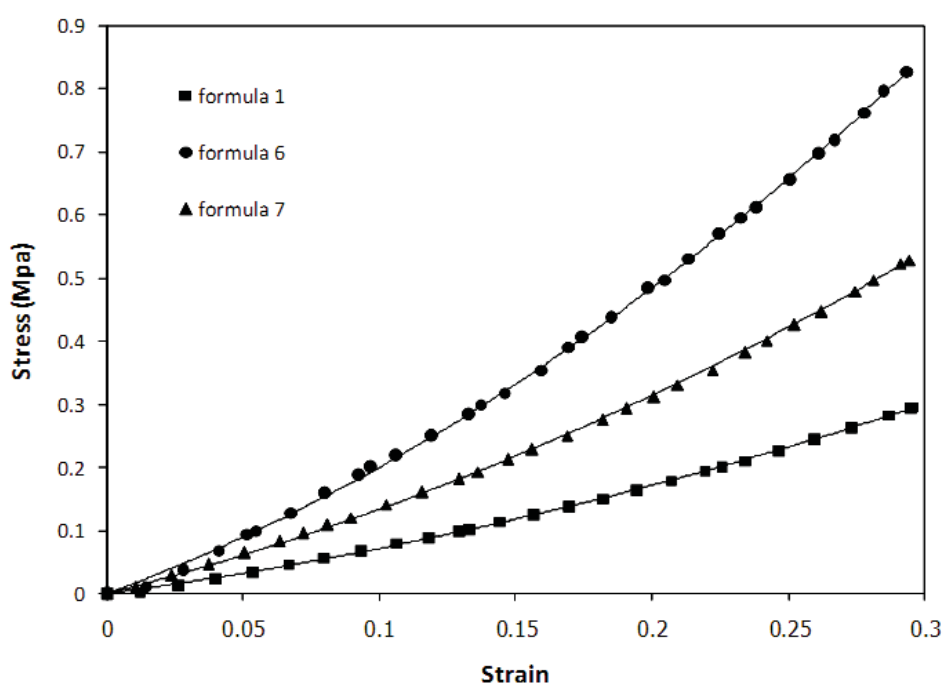
โดยที่

F(x) คือ ความเค้นตามแนวแรง (stress)
 x คือ ความเครียดตามแนวแรง (strain)

จากรูปที่ 4.15 เป็นผลการทดสอบแรงดึงของชิ้นตัวอย่างยางคงรูปทั้ง 3 สูตร ยางแต่ละสูตรมีการผสมสารเคมีที่ต่างกัันดังแสดงในตารางที่ 3.2 จากการทดสอบพบว่าค่าความเครียด 100% ยางสูตรที่ 6 มีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นเท่ากับ 661.8 kPa ซึ่งสูงที่สุดในกลุ่ม รองลงมาคือยางสูตรที่ 7 มีค่าโมดูลัสเท่ากับ 450.3 kPa และยางสูตรที่ 1 มีค่าโมดูลัสต่ำที่สุดในกลุ่มเท่ากับ 234.6 kPa และถ้าพิจารณาในช่วงความเครียด 0% ถึง 50% ซึ่งมีความเป็นไปได้ที่แผ่นยางรองรับในเข็มขัดพยางหลังจะมีการยืดตัวอยู่ในช่วงนี้ จะพบว่ายางสูตรที่ 6 มีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นเท่ากับ 952.2 kPa ยางสูตรที่ 7 มีค่าโมดูลัสเท่ากับ 652.1 kPa และยางสูตรที่ 1 มีค่าโมดูลัสต่ำที่สุดเท่ากับ 354.0 kPa ดังแสดงในตารางที่ 4.9

4.5.3 การรับแรงกด (uniaxial compressive testing) ของยางคงรูป 3 สูตร

ผลการทดสอบแรงกดของชิ้นตัวอย่างยางคงรูปที่มีรูปร่างทรงกระบอก 5 ชิ้นตัวอย่างต่อหนึ่งสูตรยาง กดที่ระยะยุบตัว 30% สเตรน โดยเฉลี่ยข้อมูลความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดของแต่ละการทดสอบ จากนั้นนำไปหาความสัมพันธ์ในรูปสมการโพลิโนเมียลโดยหาค่าสหสัมพันธ์ เช่นเดียวกับหัวข้อที่ 4.5.2 ซึ่งได้ผลดังแสดงในรูปที่ 4.18 โดยยางสูตรที่ 1 6 และ 7 เมื่อนำมาหาค่าเฉลี่ยในเทอมของสมการโพลิโนเมียลกำลังสองมีค่า r^2 ใกล้เคียง 1 และยางทั้งสูตรมีความสัมพันธ์ในเทอมของความเค้นและความเครียดดังแสดงในตารางที่ 4.8



รูปที่ 4.18แสดงผลการทดสอบแรงกดของชิ้นตัวอย่างยางคงรูป 3 สูตร

ตารางที่ 4.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดในการทดสอบแรงกดแบบ Uniaxial Compression ของยางคงรูปทั้ง 3 สูตร

Rubber formula	Average function	r^2
Formula 1	$F(x) = 1.0397x^2 + 0.575x$	0.9996
Formula 6	$F(x) = 3.981x^2 + 1.5823x$	0.9997
Formula 7	$F(x) = 1.0034x^2 + 1.0988x$	0.9997

โดยที่ $F(x)$ คือ ความเค้นตามแนวแรง (stress)
 x คือ ความเครียดตามแนวแรง (strain)

จากรูปที่ 4.18 เป็นผลการทดสอบแรงกดของชิ้นตัวอย่างยางคงรูปทั้ง 3 สูตร ยางแต่ละสูตรมีการผสมสารเคมีที่ต่างกันดังแสดงในตารางที่ 3.2 จากการทดสอบพบว่าที่ค่าความเครียด 30% ซึ่งมีความเป็นไปได้ที่พฤติกรรมการรับแรงกดของแผ่นยางรองรับในเข็มขัดพยางหลังจะอยู่ในช่วงไม่เกิน 30% พบว่ายางสูตรที่ 6 มีค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นเท่ากับ 2,817.2 kPa ซึ่งสูงที่สุดในกลุ่ม รองลงมาคือยางสูตรที่ 7 มีค่าโมดูลัสเท่ากับ 1,796.2 kPa และยางสูตรที่ 1 มีค่าโมดูลัสต่ำที่สุดในกลุ่มเท่ากับ 1,000 kPa ดังแสดงในตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4.9 แสดงค่าโมดูลัสความยืดหยุ่นของยางคงรูป 3 สูตรในการทดสอบแรงดึงและแรงกด

Rubber formula	Elastic modulus (kPa)		
	Tensile testing		Compressive testing
	100%strain	50%strain	30%strain
Formula 1	234.6	354	1,000
Formula 6	661.8	952.2	2,817
Formula 7	450.3	652.1	1,796

4.6 การออกแบบแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลังและการปรับปรุงรูปร่างของเข็มขัดพยางหลัง

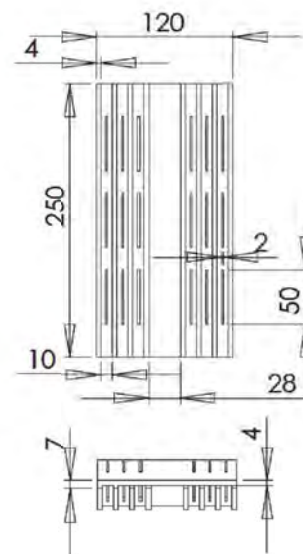
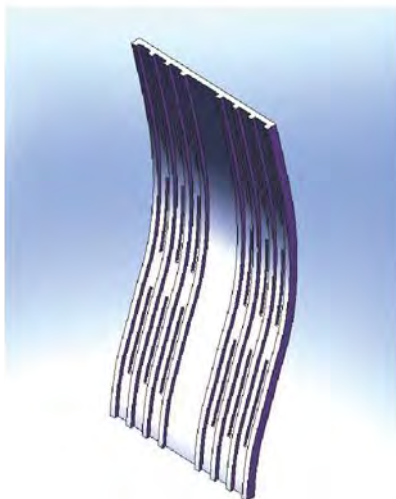
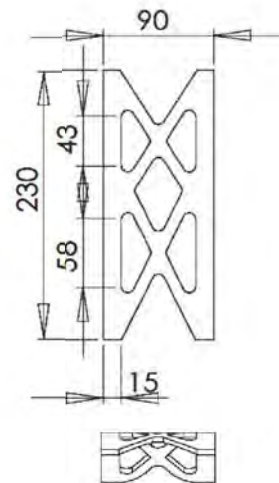
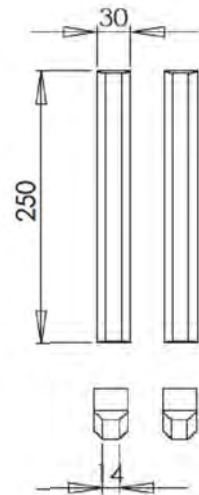
ขนาด รูปร่างและลักษณะของเข็มขัดพยางหลังและแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลังต้องสอดคล้องกับการใช้งาน การออกแบบและขึ้นรูปแผ่นรองรับรวมถึงการปรับปรุงรูปร่างของเข็มขัดพยางหลังมีรายละเอียดของผลการศึกษาดังนี้

4.6.1 การออกแบบแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลัง

แผ่นรองรับหรือแถบรองรับในเข็มขัดพยางหลังเป็นชิ้นส่วนหลักในการรับแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อและกระดูกสันหลังขณะทำงาน แถบรองรับโดยทั่วไปที่นิยมใช้ทำจากวัสดุ 2 ประเภทคือ ทำจากโลหะ

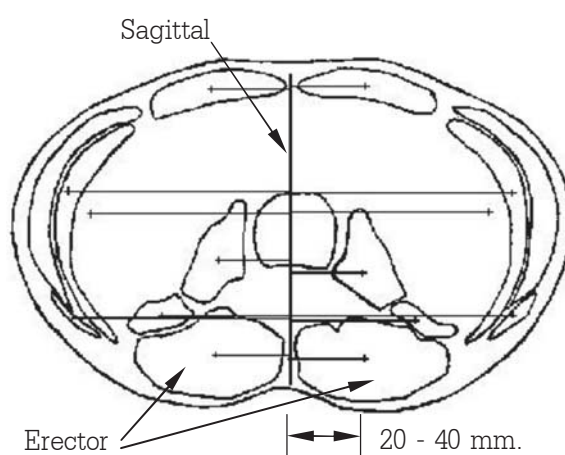
ซึ่งเป็นวัสดุแข็งได้แก่ เหล็ก และอลูมิเนียมอัลลอยด์ และทำจากพลาสติกซึ่งมีความอ่อนตัวกว่า นอกจากวัสดุแล้ว ตำแหน่งของแถบรองรับได้ถูกแบ่งไว้ 2 กลุ่มเช่นกันคือ แถบรองรับด้านหลัง และแถบรองรับด้านข้าง โดยแถบรองรับด้านหลังจะมี 2 ชั้นซ้ายและขวาห่างจากแนว sagittal plane ข้างละ 50 mm โดยประมาณ ซึ่งอยู่บนแนวของกล้ามเนื้อ erector spinae แถบรองรับส่วนนี้อาจทำจากเหล็ก อลูมิเนียมอัลลอยด์ หรือพลาสติกแล้วแต่ผู้ผลิตและการใช้งาน ส่วนแถบรองรับด้านข้างมักทำจากพลาสติกอาจมีจำนวน 2 ชั้น 4 ชั้น หรือ 6 ชั้นต่อเข็มขัดพยางค์ 1 ตัว โดยอยู่ด้านข้างของลำตัวถัดจากแถบรองรับด้านหลัง ลักษณะของแถบรองรับด้านหลังที่แพทย์แนะนำให้ใช้เพื่อรักษาอาการบาดเจ็บส่วนใหญ่เป็นเข็มขัดที่มีแถบรองรับซึ่งทำจากโลหะ เนื่องมาจากแถบรองรับลักษณะดังกล่าวมีคุณสมบัติเชิงกลที่สามารถรับแรงดัดได้ดี และสามารถบังคับให้หลังตั้งตรงตามแนวของแถบโลหะซึ่งอยู่ในท่าที่ถูกต้อง แถบโลหะดังกล่าวจะถูกดัดเพื่อให้แถบรองรับมีความโค้งที่สอดคล้องเข้ากับหลังของผู้สวมใส่ได้ดีขึ้น แรงดัดที่เกิดขึ้นบนแถบรองรับมักเกิดจากการเคลื่อนไหวของลำตัวบนแนวของ sagittal plane หรือระนาบหน้าหลังดังรูปที่ 2.1 ซึ่งก็คือท่ายกของ และเนื่องจากท่ายกของเป็นท่าที่ทำให้เกิดโมเมนต์บนลำตัวมากที่สุดก่อให้เกิดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae และแรงที่กระทำต่อ L5/S1 Disc มากตามไปด้วย บ่อยครั้งที่สาเหตุของอาการปวดหลังส่วนล่างจะมาจากการบาดเจ็บของอวัยวะดังกล่าวนี้ ดังนั้นการที่แถบรองรับของเข็มขัดพยางค์ช่วยรับแรงดัดที่เกิดขึ้นส่งผลให้ลดแรงที่กระทำต่อ L5/S1 Disc และลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae

เมื่อพิจารณาจากที่ใช้เป็นวัสดุรองรับในเข็มขัดพยางค์ จะเห็นว่ายังเป็นวัสดุที่มีความยืดหยุ่นสูง (hyperelastic material) ที่มีความคล้ายคลึงกับกล้ามเนื้อ แม้ว่ายางจะแข็งขนาดไหนแต่ด้วยลักษณะของแผ่นรองรับที่ต้องเป็นแผ่นบางทำให้ยังต้องมีความสามารถในการรับแรงดัดที่เกิดกับลำตัว ดังนั้นวัสดุรองรับที่ทำจากยางต้องเสริมด้วยแถบโลหะเพื่อทำหน้าที่รับแรงดัด เมื่อได้ข้อสรุปของประเภทวัสดุที่ใช้ทำแผ่นรองรับประกอบกับข้อมูลแบบจำลองหลังในหัวข้อที่ 4.3 รวมถึงลักษณะการรับแรงของแผ่นรองรับ จึงได้ออกแบบลักษณะของแผ่นรองรับเบื้องต้นเป็นรูปแบบต่างๆ ดังรูปที่ 4.19 ในรูปที่ 4.19 (ก) เป็นแถบรองรับแบบหนาเพื่อต้านแรงดัดมี 2 ชั้นแยก ซ้าย - ขวา วางตามแนวของมัดกล้ามเนื้อ erector spinae และมีหน้าตัดเป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ด้านสัมผัสหลังมีขนาดกว้างเพื่อกระจายแรงกดที่เกิดจากเข็มขัดพยางค์ รูปที่ 4.19 (ข) เป็นแผ่นรองรับแบบแบนแผ่นเดียวมีแนวแผ่นยาวตามแนวของมัดกล้ามเนื้อ erector spinae และเชื่อมติดกันด้วยคล้ายตาข่ายเพื่อช่วยกระจายและส่งผ่านแรงระหว่างแถบรองรับทั้งสองข้าง รูปที่ 4.19 (ค) เป็นแผ่นรองรับแบบแบนแผ่นเดียว มีสันนูนข้างละ 4 ชั้นเพื่อต้านแรงดัดครอบคลุมแนวกล้ามเนื้อ erector spinae เนื่องจากเป็นแผ่นใหญ่จึงมีร่องสำหรับระบายอากาศ ซ้าย - ขวา ข้างละ 9 ร่อง



รูปที่ 4.19 แสดงลักษณะแผ่นยางรองรับที่ออกแบบเบื้องต้น

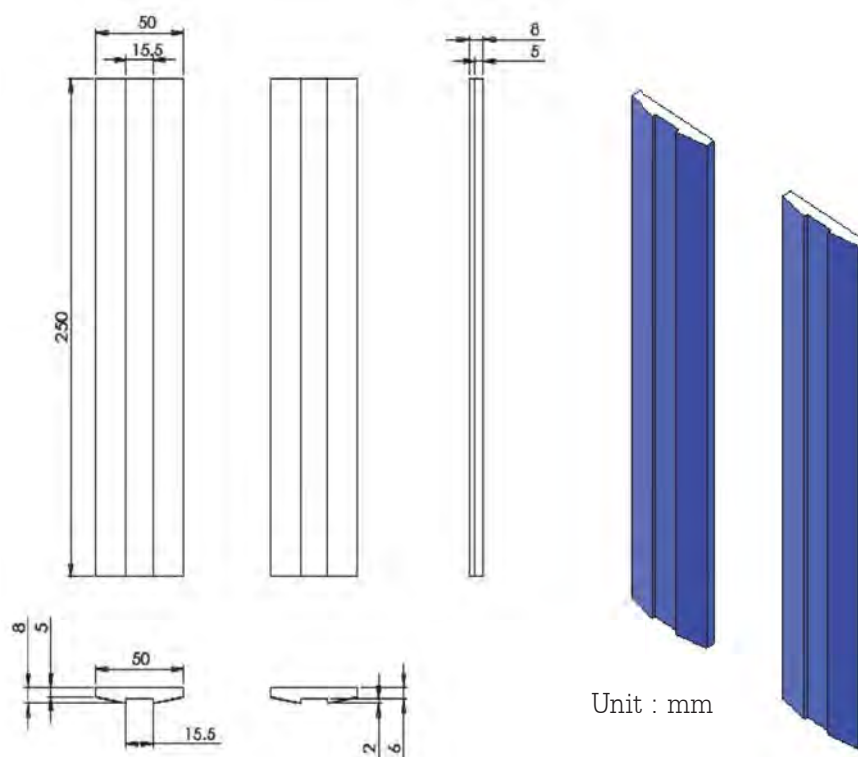
จากการออกแบบเบื้องต้นพบว่าแบบในรูปที่ 4.19 (ข) และ (ค) มีพื้นที่สัมผัสส่วนใหญ่เป็นยาง ถึงแม้จะมีร่องระบายอากาศอยู่บ้างแต่อาจทำให้เกิดความอึดอัดขณะสวมใส่ อีกทั้งแผ่นยางรองรับไม่ได้มีหน้าที่หลักในการรับแรงดัด อันเป็นการลดโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับลำตัวผู้สวมใส่ แต่จะทำหน้าที่รับแรงกดและกระจายแรงที่เกิดขึ้น พร้อมกับดูดซับพลังงานจากการยืดตัวไปตามสรีระของหลังที่มีความโค้งขณะทำงาน ส่วนวัสดุที่ใช้ในการรับแรงคือแถบโลหะซึ่งใช้ร่วมกับแผ่นยางรองรับ อีกทั้งรายละเอียดของแผ่นรองรับดังกล่าวมีผลต่อค่าใช้จ่ายในการสร้างแม่พิมพ์ที่สูง และต้องใช้ยางปริมาณมากทำให้แผ่นรองรับทั้งสองนี้มีน้ำหนักที่มากตามไปด้วย ดังนั้นจึงยึดแบบตามรูปที่ 4.19 (ก) เพื่อใช้เป็นรูปแบบในการออกแบบแผ่นยางรองรับและได้ข้อสรุปลักษณะของแผ่นยางรองรับดังรูปที่ 4.20 โดยมีลักษณะคล้ายกับรูปแบบในรูปที่ 4.19 (ก) คือมีจำนวน 2 ชั้นแยก ชาย - ขวา มีหน้าตัดคล้ายสี่เหลี่ยมคางหมูด้านกว้างแนบกับหลังและด้านแคบมีร่องสำหรับใส่แถบโลหะ วางตัวตามแนวยาวบนมัดกล้ามเนื้อ erector spinae เป็นแผ่นยางรองรับแบบตรงมีผิวเรียบ



รูปที่ 4.20 แสดงกล้ามเนื้อที่ตำแหน่ง L3 ด้วยภาพตัดและระยะส่งผ่านแรงเทียบจาก Sagittal plane (Jorgensen และคณะ, 2001)

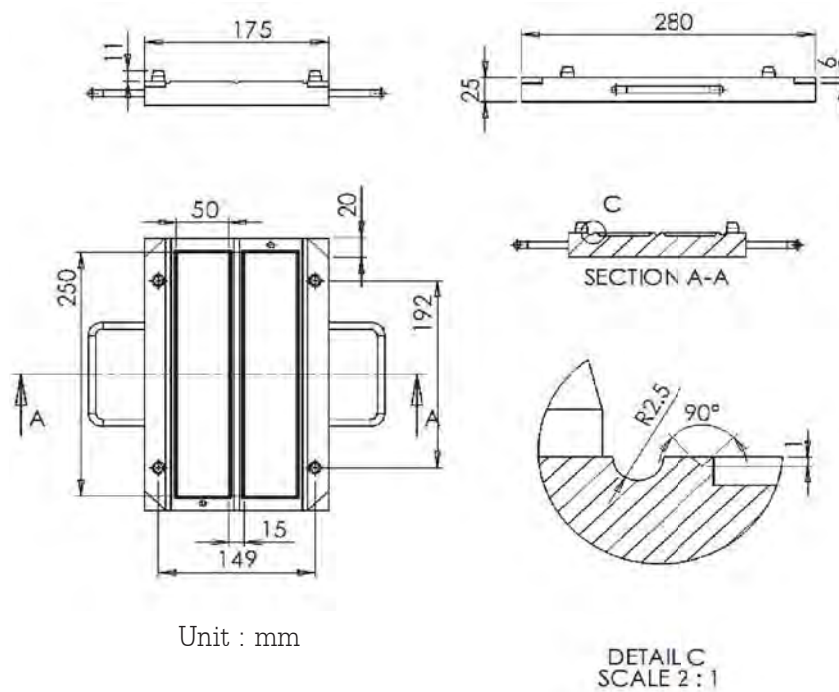
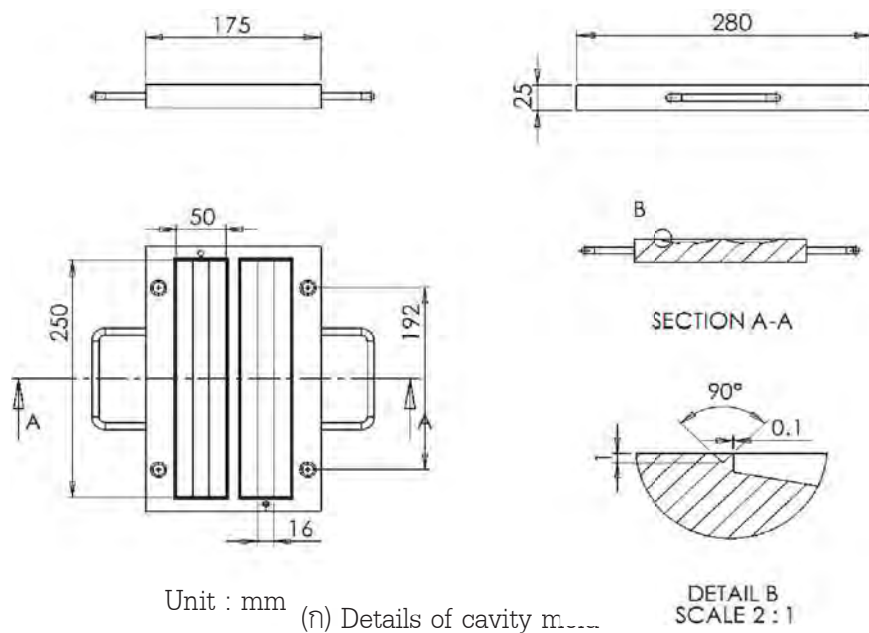
หากพิจารณาพื้นที่ของแผ่นรองรับที่สัมผัสกับหลัง เชื่อมขัดพุงหลังที่ใช้แถบโลหะเป็นวัสดุรองรับ มักทำให้เกิดแผลกดทับบนหลังของผู้สวมใส่ อันมีสาเหตุมาจากพื้นที่สัมผัสมีน้อยทำให้กระจายแรงกดได้ไม่ดี ซึ่งแผ่นรองรับแบบแถบโลหะมีพื้นที่สัมผัสหลังประมาณ 375 mm^2 แผ่นรองรับที่ออกแบบขึ้นมีพื้นที่สัมผัสประมาณ 1250 mm^2 ซึ่งมีค่ามากกว่าถึง 3.33 เท่า ทำให้สามารถลดความเค้นที่แถบรองรับกดลงบนแผ่นหลังได้ 30% และหากเพิ่มพื้นที่หน้าสัมผัสมากกว่านี้ก็ยังสามารถลดความเค้นลงไปได้อีก แต่จะทำให้เชื่อมขัดพุงหลังมีน้ำหนักเพิ่มขึ้นจากน้ำหนักของแผ่นยาง และจากรูปร่างที่ไม่ซับซ้อนทำให้สามารถลดค่าใช้จ่ายในการสร้างแม่พิมพ์ลงได้ แผ่นยางที่ออกแบบมีความยาว 250 mm ครอบคลุมกระดูกสันหลังช่วงเอว (lumbar spinae) และห่างจาก Sagittal plane ข้างละ 25 mm ซึ่งจุดศูนย์กลางในการรับแรงของชุดกล้ามเนื้อ erector spinae ในช่วงเอว หรือตั้งแต่กระดูกสันหลัง S1 ถึง L1 ทั้งซ้ายและขวาจะห่างจากแนว Sagittal plane ประมาณ 20 mm ถึง 40 mm

(Jorgensen และคณะ, 2001) ดังแสดงลักษณะของตำแหน่งกล้ำมเนื้อในรูปที่ 4.20 รายละเอียดและขนาดของแผ่นยางรองรับด้านหลังได้แสดงไว้ดังรูปที่ 4.21 ซึ่งได้กำหนดขนาดไว้ในหน่วยมิลลิเมตร



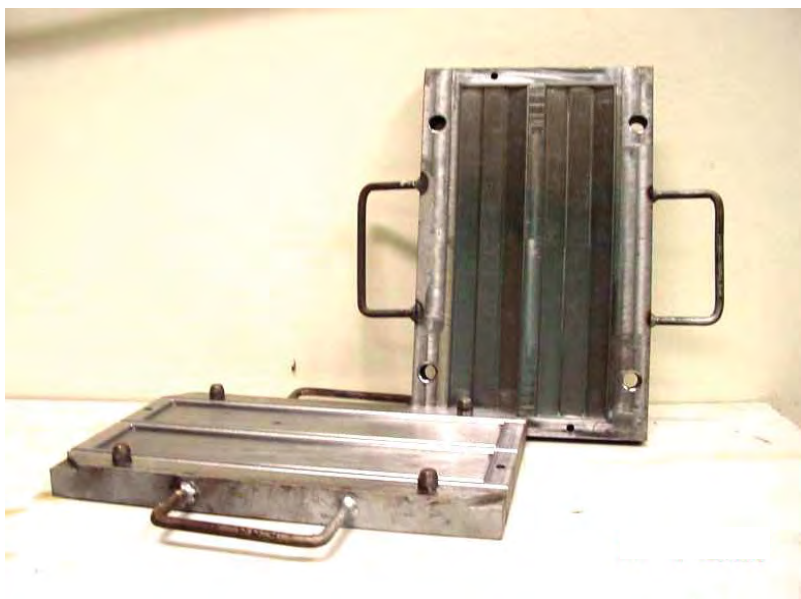
รูปที่ 4.21 แสดงลักษณะแผ่นยางรองรับที่ออกแบบเสร็จแล้ว

การขึ้นรูปยางคอมปาวด์เป็นยางคงรูปหรือผลิตภัณฑ์ทำได้ 4 วิธีคือ การใช้แม่พิมพ์ (Molding) การอัดผ่านดาย (Extruding) การใช้เครื่องคาลินเดอร์ (Calender) และการฉาบสารละลายยางบนผ้า (Spreading on fabric from rubber solution) การใช้แม่พิมพ์ขึ้นรูปยางเป็นวิธีการทำให้ยางเกิดเป็นรูปร่างของผลิตภัณฑ์พร้อมๆ กับการเกิดปฏิกิริยาคงรูปโดยความร้อนและแรงอัด โดยแม่พิมพ์อัดเป็นแม่พิมพ์ชนิดหนึ่งในการแปรรูปผลิตภัณฑ์ยางที่นิยมใช้ในปัจจุบัน เนื่องจากสามารถออกแบบและผลิตได้ง่ายรวมไปถึงยังมีต้นทุนในการผลิตที่ต่ำ ดังนั้นจึงได้เลือกแม่พิมพ์อัดเป็นแม่พิมพ์สำหรับขึ้นรูปแผ่นยางรองรับด้านหลัง โดยได้แสดงแบบของแม่พิมพ์ไว้ดังรูปที่ 4.22 และได้แสดงแม่พิมพ์ที่สร้างเสร็จแล้วไว้ดังรูปที่ 4.23



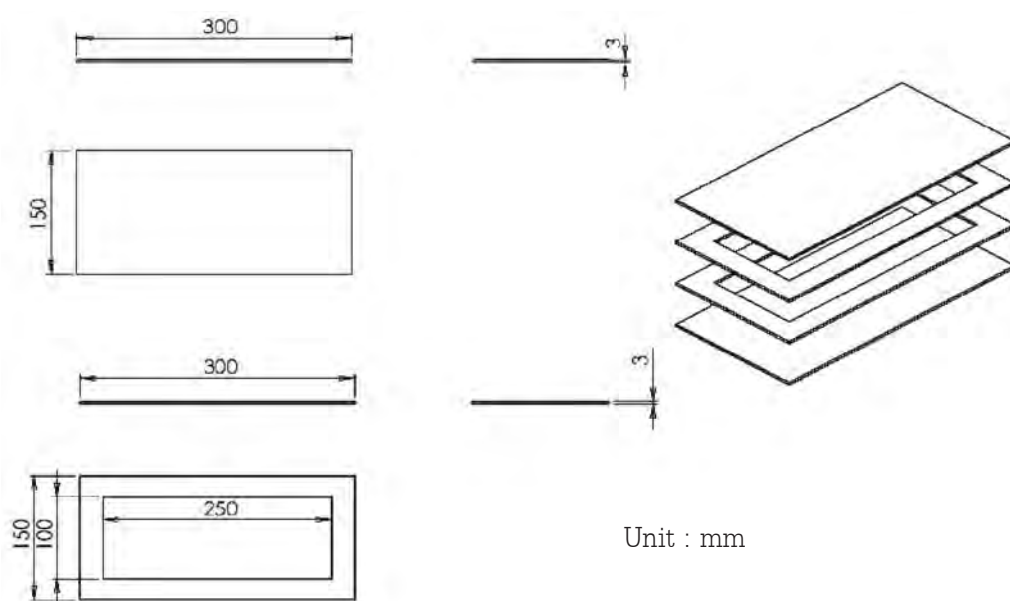
(ข) Details of core mold

รูปที่ 4.22 แสดงรายละเอียดของแม่พิมพ์แผ่นยางรองรับด้านหลังมี 2 Cavity



รูปที่ 4.23 แสดงลักษณะแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านหลัง

ในการเคลื่อนไหวแบบก้มยกของ erector spinae เป็นกล้ามเนื้อชุดหลักที่ทำหน้าที่รักษาสมดุลแรงภายในร่างกาย ซึ่งแผ่นยางรองรับด้านหลังถูกออกแบบมาเพื่อรองรับกล้ามเนื้อชุดนี้ แต่ความเป็นจริงคนเรามีการเคลื่อนไหวโดยการเอียงลำตัวไปด้านหลังด้วย กล้ามเนื้อที่ทำงานในขณะที่ลำตัวมีการเอียงไปด้านหลังก็คือกล้ามเนื้อ erector spinae กล้ามเนื้อ internal oblique และกล้ามเนื้อ external oblique ที่อยู่ในตำแหน่งตรงข้ามกับการเอียงตัว แม้การเอียงไปด้านหลังจะเกิดแรงที่กระทำต่อร่างกายที่น้อยเมื่อเทียบกับการก้มยกของ แต่ถ้ามีแผ่นรองรับด้านหลังมาเสริมก็จะทำให้เข็มขัดพุงหลังสามารถทำหน้าที่ได้ดียิ่งขึ้น ดังนั้นจึงได้ออกแบบแผ่นรองรับด้านหลังซึ่งมีลักษณะเป็นแผ่นสี่เหลี่ยมหนา 6 mm. กว้าง 25 mm. และ ยาว 240 mm. เนื่องจากมีรูปร่างที่ไม่ซับซ้อนจึงขึ้นรูปโดยใช้แม่พิมพ์อย่างง่ายคล้ายกับการขึ้นรูปขึ้นตัวอย่างสำหรับทดสอบแรงดึง คือ ทำแม่พิมพ์จากแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิมที่หนา 6 mm. ในการขึ้นรูปให้เป็นแผ่น จากนั้นจึงตัดแผ่นยางที่ผ่านการขึ้นรูปแล้วให้มีขนาดเท่ากับขนาดของแผ่นรองรับด้านหลัง ในรูปที่ 4.24 ได้แสดงรายละเอียดแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านหลังและได้ระบุขนาดของชิ้นส่วนต่างๆ ดังกล่าวเอาไว้ในรูปที่ 4.25 คือแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านหลังที่สร้างขึ้น



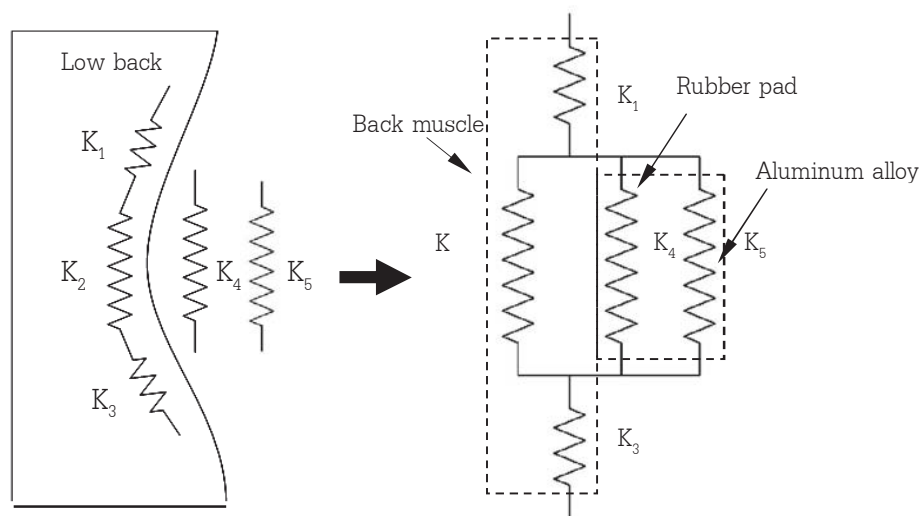
รูปที่ 4.24 แสดงรายละเอียดแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านข้าง



รูปที่ 4.25 แม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านข้างที่สร้างขึ้น

เมื่อได้แบบและขนาดของแผ่นยางรองรับทั้งสองส่วนแล้ว จึงพิจารณาเลือกวัสดุที่จะมาทำงานร่วมกับแผ่นยางด้านหลัง และทำหน้าที่ในการรับแรงดัดที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของลำตัว ดังนั้นวัสดุในส่วนนี้ควรมีค่าความแข็งตึงสูงหรือเป็นวัสดุแข็ง เมื่อทำงานร่วมกับแผ่นยางจะทำให้ความแข็งตึงของแผ่นรองรับเพิ่มขึ้นและทำให้ความแข็งตึงของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นตามไปด้วยดังแสดงแบบจำลองการทำงานของวัสดุไว้ในรูปที่ 4.26 วัสดุที่มีความเป็นไปได้ในการนำมาเป็นแถบรับแรงมี 2 ชนิดคือเหล็กและลูนีเนียมอัลลอยด์ เหล็กมีค่าความแข็งตึงที่สูงกว่าลูนีเนียมอัลลอยด์ประมาณเกือบสามเท่า นั้นหมายถึงเหล็กมีความสามารถในการรับความเค้นที่สูงกว่า

อลูมิเนียมเกือบสามเท่าเช่นกัน แต่เข็มขัดพยางหลังเป็นอุปกรณ์ที่ผู้ใช้ต้องสวมใส่คล้ายกับเป็นเสื้อผ้า ทำให้แถบเหล็กสัมผัสกับเหงื่อได้ง่าย ซึ่งก่อให้เกิดสนิมขึ้นกับเหล็กทำให้เกิดการผุกร่อนและเกิดคราบสกปรกบนเข็มขัดพยางหลัง ซึ่งอาจเลี่ยงได้โดยการใช้เหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) แต่ในการขึ้นรูปเหล็กประเภทนี้ให้ได้ขนาดและรูปร่างตามความโค้งของหลังตามที่ต้องการทำได้ยาก ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับอลูมิเนียมอัลลอยด์ซึ่งทนทานต่อการกัดกร่อนและสามารถขึ้นรูปได้ง่ายอีกทั้งมีความหนาแน่นน้อยกว่าทำให้น้ำหนักที่เบากว่า ถึงแม้จะด้อยกว่าในด้านการรับความเค้นแต่ก็เป็นวัสดุเชิงชนิดหนึ่งและมีหลายเกรดให้เลือกใช้ จากจุดเด่นและความเป็นไปได้ในการใช้งาน อลูมิเนียมอัลลอยด์จึงเป็นวัสดุที่ถูกเลือกมาเป็นวัสดุรับแรงบนแผ่นยางรองรับ สำหรับคุณสมบัติเชิงกลของอลูมิเนียมอัลลอยด์เกรดต่างๆ ที่นิยมนำมาใช้งานได้แสดงไว้ดังตารางที่ 4.10



รูปที่ 4.26 แบบจำลองทางกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อหลังเมื่อทำงานร่วมกับแผ่นยางรองรับและแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์

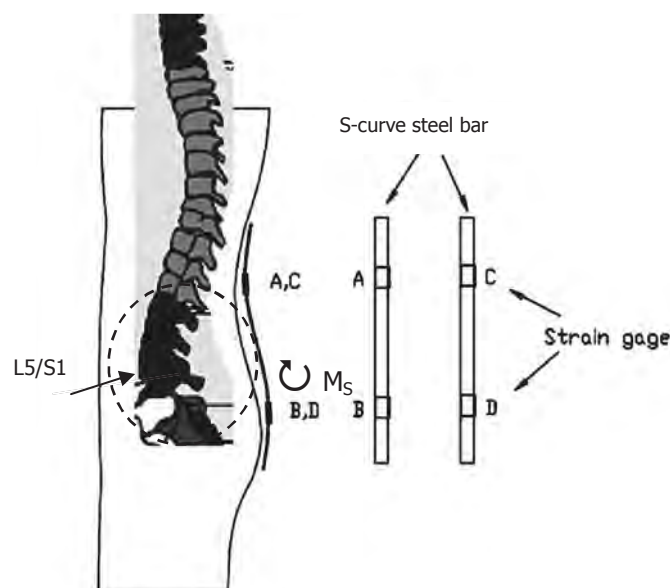
ตารางที่ 4.10 แสดงคุณสมบัติทางกล (mechanical properties) ของอลูมิเนียมอัลลอยด์

ที่มา : บริษัทไทย-เยอรมันสเปเชียลสตีลเซ็นเตอร์ จำกัด

Grade	Yield strength (N/m ²)	Tensile strength (N/m ²)	Elongation (min. %)	Hardness (HB)	Young's modulus (GPa)
AA 2024	270-440	420-550	10	120	73
AA 5052	80-150	180-230	14	48	70
AA 5083	110-200	270-350	12	70	71
AA 6061	260-350	300-370	8	95	69
AA 7022	400-500	470-550	7	145	71.5
AA 7075	450-620	510-650	7	150	72

จากตารางที่ 4.10 บอกถึงคุณสมบัติเชิงกลที่สำคัญของอลูมิเนียมอัลลอยด์ 6 เกรดซึ่งใช้ในการพิจารณาเพื่อเลือกใช้งาน โดยเมื่อพิจารณาความเค้นจุดคราก (yield strength) ซึ่งเป็นจุดแบ่งระหว่างพฤติกรรมการคืนรูปกับพฤติกรรมการคงรูปของวัสดุ AA 2024 มีค่าอยู่ในช่วง 270 ถึง 440 N/m² ซึ่งอยู่ในช่วงกลางๆ ของกลุ่มแต่มีค่าใกล้เคียงกับเหล็ก ถือได้ว่าอยู่ในกลุ่มที่ใช้งานได้และตัด AA 5052 และ AA 5083 ออกไปได้เพราะมีค่าความเค้นที่จุดครากที่ต่ำมากซึ่งจะมีผลต่อการเสียรูปได้ง่าย เมื่อตัด AA 5052 และ AA 5083 ออกทำให้ปริมาณการยืดตัว หรือ % elongation ของ AA 2024 มีค่ามากที่สุด แสดงถึงความให้ตัวของวัสดุซึ่งสอดคล้องกับการทำงานของวัสดุเมื่อใส่ในเข็มขัดพยุงหลัง ซึ่ง AA 7022 และ AA 7075 มีความให้ตัวได้น้อยกว่า ประกอบกับค่าความแข็งดึงของวัสดุ (Young's modulus) ของ AA 2024 มีค่าสูงที่สุด AA 2024 จึงเป็นเกรดที่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้เป็นแถบโลหะรับแรงดัดที่เกิดขึ้นในเข็มขัดพยุงหลัง

โมเมนต์ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่ง L5/S1 สามารถลดได้จากแรงปฏิกิริยาของแถบรองรับ และแรงปฏิกิริยาดังกล่าวสามารถวัดได้จากगेजวัดความเครียดในการทดสอบทางชีวกลศาสตร์ ผลจากการทดสอบทำให้ทราบว่าโมเมนต์สูงสุดที่เกิดขึ้นบนแถบรองรับทั้งสองข้างมีเท่ากับ 0.217 N-m (ดูรูปที่ 4.5) เมื่อนำค่าดังกล่าวมาใช้ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยซอฟต์แวร์ MSC Marc Mentat สามารถกำหนดเงื่อนไขคือ มีโมเมนต์เกิดขึ้นบนแถบรองรับข้างละ 0.1085 N-m ซึ่งเมื่อเทียบโมเมนต์ดังกล่าวกับโมเมนต์ที่ได้จากผลการสอบเทียบแรงที่ทำให้เกิดโมเมนต์ ทำให้ทราบว่าต้องออกแรงกดที่ส่วนปลายของแถบรองรับด้วยแรง 0.602 N จึงจะทำให้เกิดโมเมนต์ 0.1085 N-m ขึ้นกับตำแหน่ง B หรือ D ของแถบรองรับได้ดังรูปที่ 4.27 โดยการยืดปลายด้านล่างของแถบรองรับไว้สำหรับการกำหนดเงื่อนไขที่ใช้ในการวิเคราะห์หาพลังงานความเครียดที่เกิดขึ้นในแถบรองรับของเข็มขัดพยุงหลังระหว่างแถบเหล็กกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ Al2014 ด้วยซอฟต์แวร์ MSC.Marc Mentat แสดงดังในตารางที่ 4.11

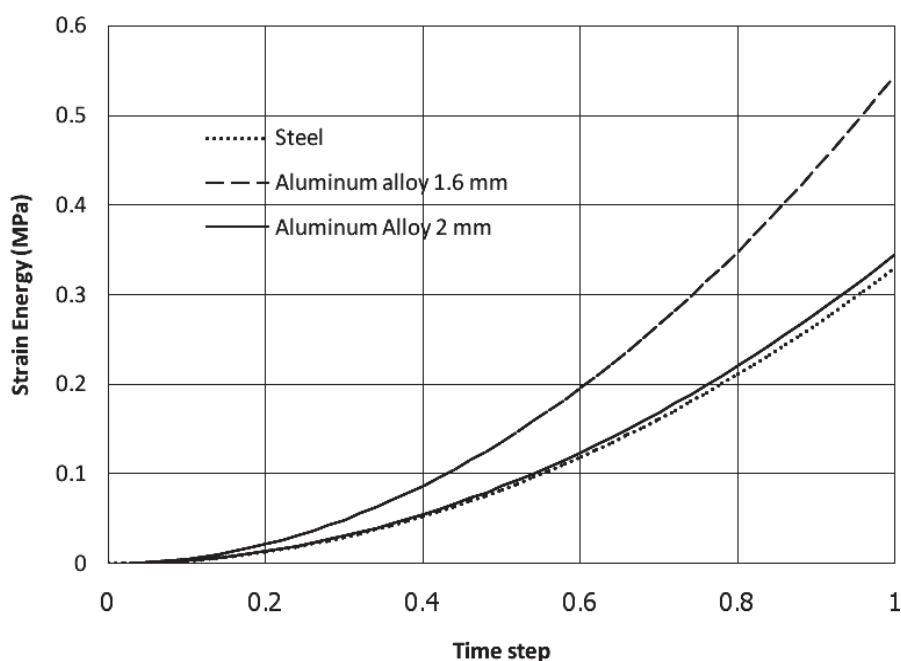


รูปที่ 4.27 ตำแหน่งกระดูกสันหลัง L5/S1 และตำแหน่งแถบเหล็กรูปตัว S ขณะร่างกายยืนตรง

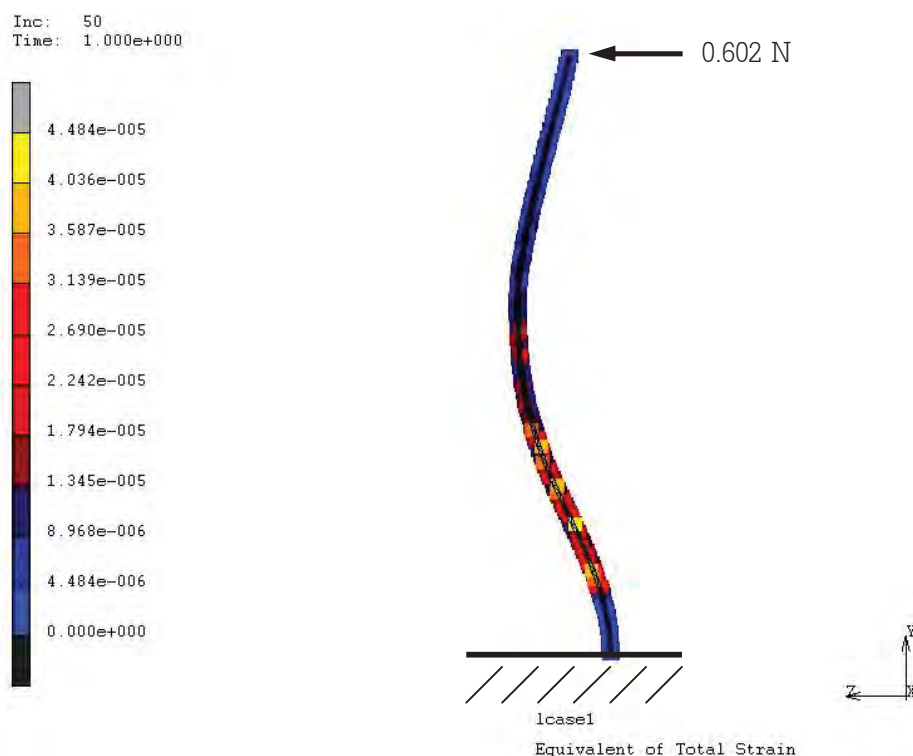
ตารางที่ 4.11 แสดงเงื่อนไขที่ใช้ในการวิเคราะห์หาพลังงานความเครียดในแถบรองรับของเข็มขัดพุงหลังด้วยซอฟต์แวร์ MSC.Marc Mentat

Condition	Steel	Aluminum alloy 1.6 mm (thickness)	Aluminum alloy 2 mm (thickness)
Elastic modulus (GPa)	206	73	73
Poisson ratio	0.3	0.33	0.33
High (mm)	1.2	1.6	2
Width (mm)	15	15	15
Elements	2451	1799	1556
Element type	3-D solid Tetra 4	3-D solid Tetra 4	3-D solid Tetra 4
Loadcase	static	static	static

เมื่อทำการวิเคราะห์ค่า Strain Energy สูงสุดที่เกิดขึ้นบนแถบรองรับทั้งสองชนิดที่สามารถดูดซับไว้ได้ (steel vs aluminum alloy) เมื่อพิจารณาในกรณีแถบรองรับทั้งสองข้าง ซ้าย-ขวา ทำงานร่วมกัน ในขณะที่เคลื่อนไหวในท่าก้มยกพบว่า แถบรองรับที่ทำจากเหล็กมีค่า Strain Energy ที่รับได้น้อยกว่าแถบรองรับที่ทำจากอลูมิเนียมอัลลอยด์หนา 2 mm เพียงเล็กน้อย ส่วนแถบรองรับที่ทำจากอลูมิเนียมอัลลอยด์หนา 1.6 mm สามารถรับ Strain Energy ได้สูงสุด ดังแสดงในรูปที่ 4.28

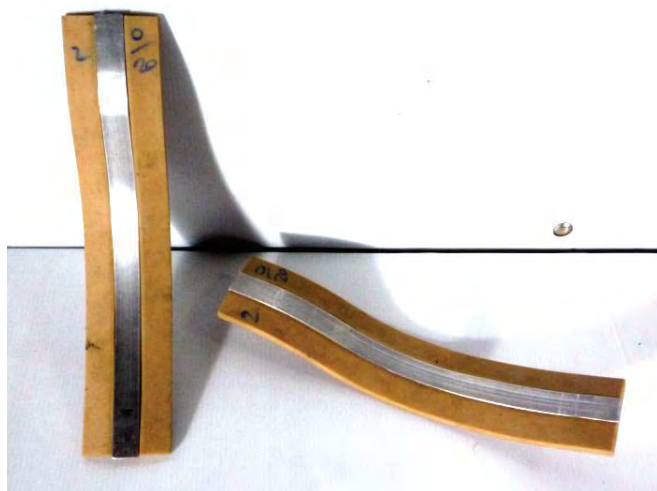


รูปที่ 4.28 แสดงค่า Strain Energy ของแถบรองรับในเข็มขัดพุงหลังเมื่อก้มยกของ



รูปที่ 4.29 ตัวอย่างลักษณะของ strain ที่เกิดขึ้นในแถบเหล็กขณะวิเคราะห์ค่า Strain Energy

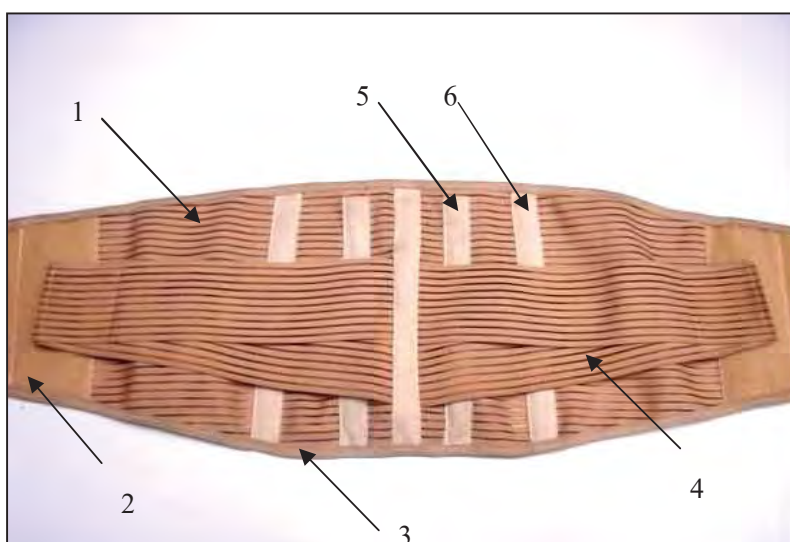
เมื่อเลือกโลหะได้แล้วจึงนำมาขึ้นรูปโดยการตัดให้มีความกว้าง 15 mm. และยาว 25 mm. เพื่อให้สามารถใส่ในร่องยางที่ออกแบบไว้ได้ และอลูมิเนียมจะถูกตัดให้มีความโค้งงอที่สอดคล้องกับหลัง ซึ่งก็คือ ผลในหัวข้อที่ 4.3 ดังรูปที่ 4.12 (ข) ส่วนความหนาของอลูมิเนียมจะกำหนดไว้ 2 ค่าคือ 1.6 mm. และ 2 mm. เพื่อหาความหนาที่เหมาะสมเมื่อแผ่นยางและอลูมิเนียมทำงานร่วมกัน โดยอยู่ในการทดสอบตามหัวข้อที่ 3.2.7 สำหรับแผ่นรองรับที่ขึ้นรูปเรียบร้อยแล้วได้แสดงไว้ดังรูปที่ 4.30



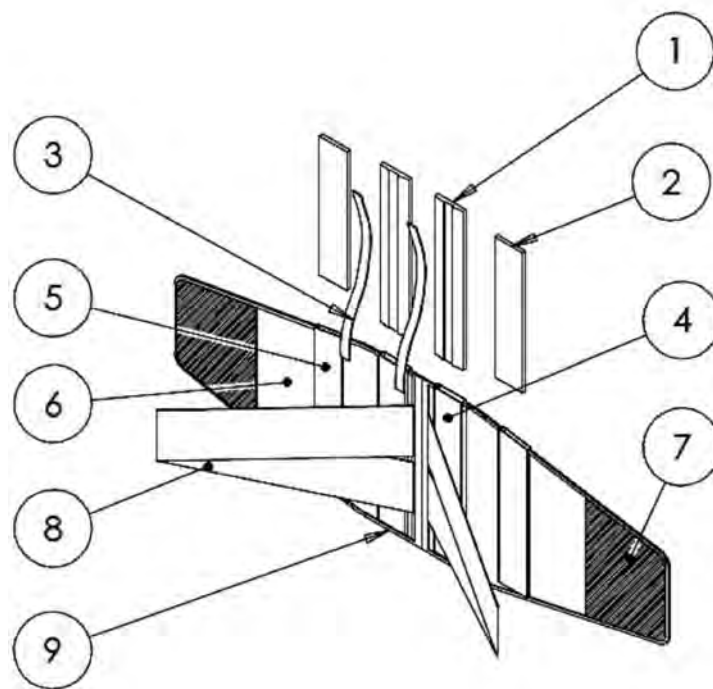
รูปที่ 4.30 แสดงแผ่นรองรับของเข็มขัดพยางค์หลังที่สร้างขึ้น

4.6.2 การออกแบบเข็มขัดพยุงหลัง

เข็มขัดพยุงหลังที่มีใช้งานโดยทั่วไปในปัจจุบันจะมาจากการตัดเย็บ ซึ่งในการตัดเย็บขึ้นส่วนหลายชิ้นส่วนจะถูกประกอบเข้าด้วยกันตามตำแหน่งและหน้าที่ในการใช้งานดังรูปที่ 4.15 แต่เมื่อถึงมองถึงชิ้นส่วนหลักๆ พบว่าเข็มขัดพยุงหลังมี 3 ส่วนที่ทำหน้าที่อย่างชัดเจนคือ ส่วนแรกเป็นผ้ายึดซึ่งเป็นส่วนหลักมีหน้าที่เชื่อมติดส่วนต่างๆ เข้าด้วยกันในขณะเดียวกันก็ช่วยรัดกล้ามเนื้อบริเวณหลังส่วนล่างและกล้ามเนื้อหน้าท้องในขณะสวมใส่ได้ระดับหนึ่ง ส่วนที่ 2 เป็นผ้ายางยึดมีหน้าที่รัดเข็มขัดพยุงหลังให้แนบติดกับหลังส่วนล่างมากยิ่งขึ้น ส่วนที่ 3 เป็นแถบรองรับทำหน้าที่รับแรงเมื่อมีการเคลื่อนไหวหลังส่วนล่าง จากรูปที่ 4.28 เป็นเข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบรองรับทำจากเหล็ก (MIO TECH รุ่น LS SUPPORT size M) ซึ่งรูปได้แสดงส่วนประกอบต่างๆ ของเข็มขัดไว้ได้แก่ (1) ผ้ายึด (2) แผ่นตีนตุ๊กแกแบบขน (3) แนวตะเข็บจากการเย็บ (4) ยางยึดสำหรับเพิ่มความกระชับ (5) ยางยึดสำหรับเพิ่มความกระชับ (6) ช่องสำหรับสอดแถบโลหะ สำหรับเข็มขัดพยุงหลังที่ได้ออกแบบแสดงไว้ในรูปที่ 4.31

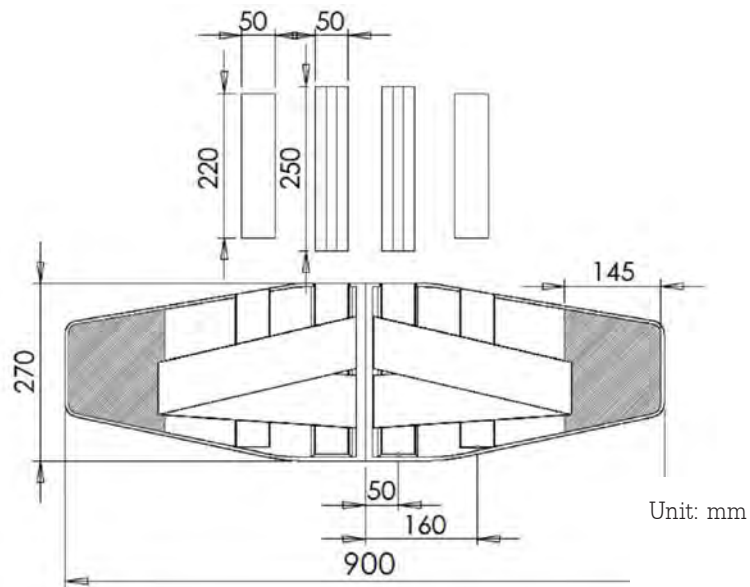


รูปที่ 4.31 แสดงลักษณะและส่วนประกอบต่างๆ ของเข็มขัดพยุงหลังโดยทั่วไป

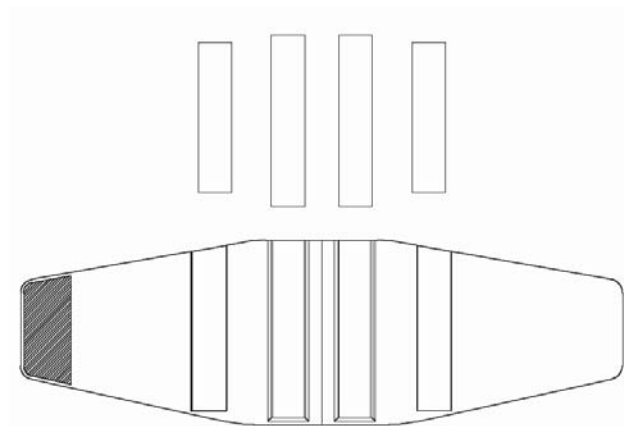


รูปที่ 4.32 แสดงลักษณะและรูปร่างของเข็มขัดพุงหลังที่ออกแบบ

จากรูปที่ 4.32 ประกอบด้วยส่วนต่างๆ คือ (1) แผ่นรองรับด้านหลังที่ทำจากยาง (2) แผ่นรองรับด้านข้างที่ทำจากยาง (3) แกะบอลูมิเนียม (4) ช่องสอดแผ่นรองรับด้านหลังที่ทำจากยาง (5) ช่องสอดแผ่นรองรับด้านข้างที่ทำจากยาง (6) ผ้ายัด (7) ดินตุ๊กแกมีลักษณะเป็นขน (8) แกะยางยืดช่วยเพิ่มความกระชับ และ (9) แนวตะเข็บในการเย็บเข็มขัดพุงหลัง ส่วนประกอบต่างๆ เหล่านี้เมื่อประกอบเข้าด้วยกันกันโดยการตัดเย็บเป็นเข็มขัดพุงหลังจะมีขนาดเทียบเท่ากับเข็มขัดพุงหลังขนาดกลาง (size M) ซึ่งได้แสดงรายละเอียดและขนาดไว้ดังรูปที่ 4.33



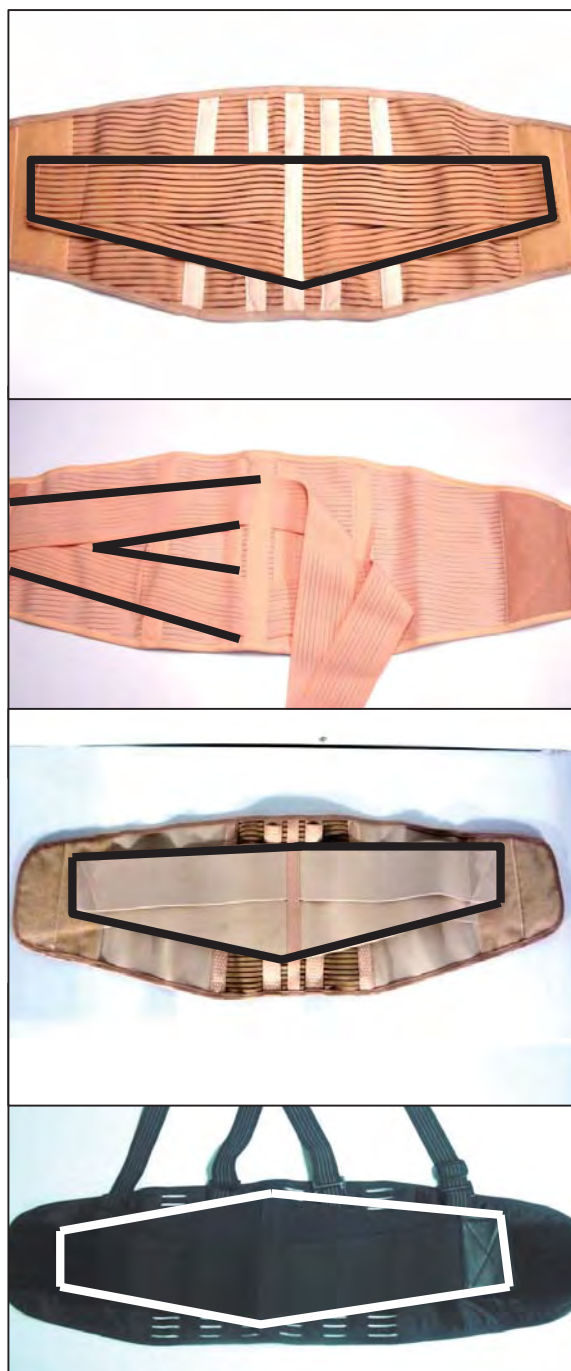
(ก) ด้านนอกของเข็มขัดพยางหลัง



(ข) ด้านในของเข็มขัดพยางหลัง (สัมผัสหลัง)

รูปที่ 4.33 แสดงขนาดโดยภาพรวมของเข็มขัดพยางหลังที่ออกแบบ

เมื่อได้ออกแบบและดำเนินการสร้างเข็มขัดพยางหลังตามรูปแบบดังกล่าวขึ้นมา พบจุดด้อยสองประการคือ แฉกยางยืดมีขนาดเล็กเกินไปเมื่อเทียบกับขนาดของเข็มขัดพยางหลัง ซึ่งการทำงานของเข็มขัดพยางหลังอาศัยแรงกดรัดที่เกิดจากแฉกยางยืด จึงส่งผลให้การทำงานของเข็มขัดพยางหลังด้อยลงไป ซึ่งสิ่งนี้เกิดขึ้นกับเข็มขัดพยางหลังที่มีขายหลายรุ่นดังแสดงในรูปที่ 4.34 หากคิดเทียบเป็นเปอร์เซ็นต์ระหว่างความกว้างสุดของแฉกยางยืดกับความกว้างสุดของเข็มขัดพยางหลังพบว่า รูปที่ 4.34 (ก) (ข) และ(ค) มีความกว้างคิดเป็น 51 53.8 และ 64.2 % ตามลำดับ ซึ่งเป็นค่าที่น้อยส่วนรูปที่ 4.34 (ง) มีความกว้างของแฉกยางยืดคิดเป็น 74.5% ของความกว้างสุดของเข็มขัดพยางหลัง ซึ่งความกว้างที่มากขึ้นนี้มีผลให้สามารถกระจายแรงผ่านเข็มขัดพยางหลังได้ดียิ่งขึ้น



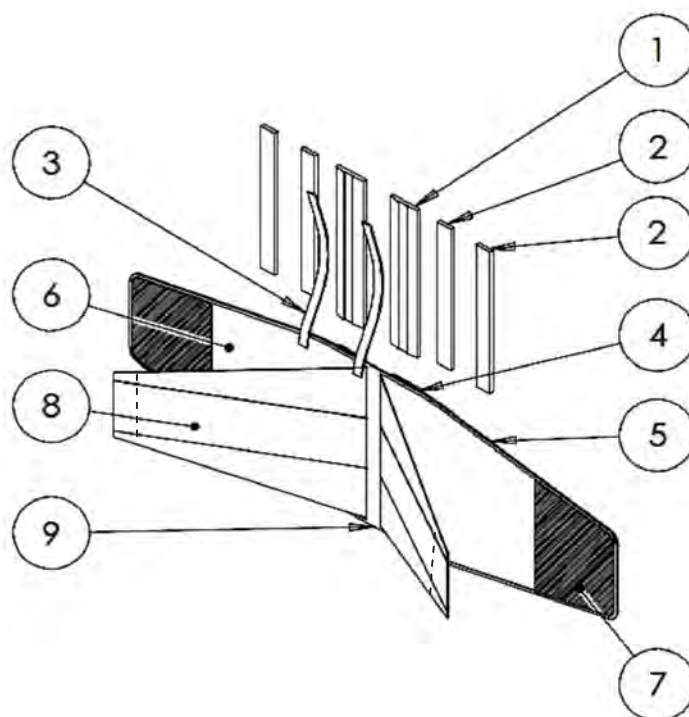
(ก) เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลัง
ทำจากเหล็ก (MIO TECH รุ่น LS
SUPPORT) 51%

(ข) เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบพลาสติก
(ACME size L (ขนาดเท่า size M))
53.8%

(ค) เข็มขัดพยุงหลังที่แผ่นรองรับส่วนหลัง
ทำจากแถบอะลูมิเนียม (ใช้ในโรงพยาบาล
สงขลานครินทร์) 64.2%

(ง) เข็มขัดพยุงหลังแบบแถบพลาสติกมี
สายคล้องไหล่ (MIO TECH รุ่น BACK
SUPPORT size M) 74.5%

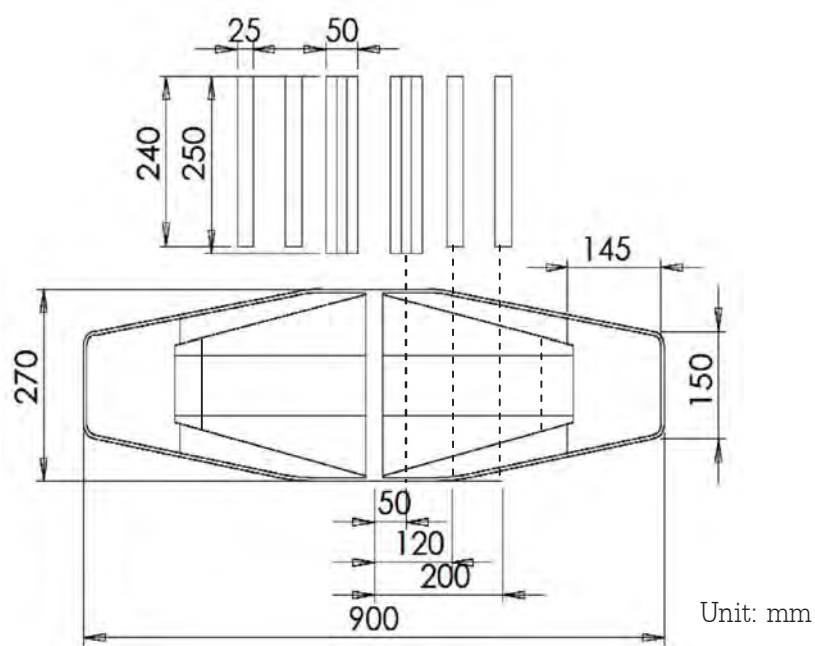
รูปที่ 4.34 แสดงเข็มขัดพยุงหลังรุ่นต่างๆ โดยเทียบความกว้างแถบยางยึดกับความกว้างของเข็มขัดพยุงหลัง



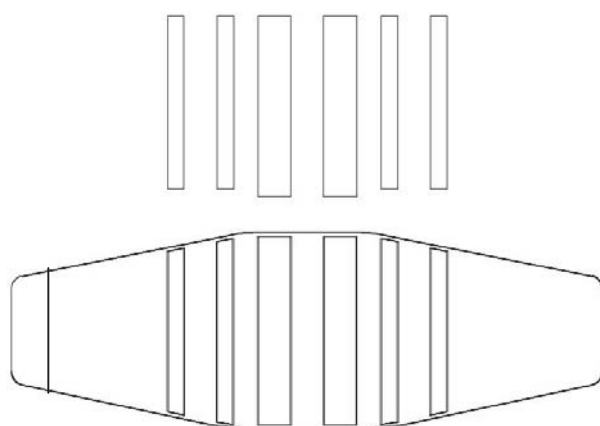
รูปที่ 4.35 แสดงลักษณะและรูปร่างของเข็มขัดพุงหลังที่ปรับปรุงแก้ไข

ดังนั้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานของเข็มขัดพุงหลังจึงได้เพิ่มขนาดความกว้างของยางยืดเป็น 86.4% ของความกว้างของเข็มขัดพุงหลัง ความกว้างที่เพิ่มขึ้นนี้เป็นความกว้างสูงสุดที่เพิ่มได้ อันมีความสัมพันธ์กับความกว้างของแถบยางยืดที่สามารถหาซื้อได้โดยทั่วไปในท้องตลาด จุดด้อยประการที่สองคือจากเดิมได้ออกแบบแผ่นยางรองรับด้านข้างเสริมเข้ามาเพื่อเป็นตัวรองรับและจำกัดการเคลื่อนไหวด้านข้าง (coronal plane) เนื่องจากแผ่นรองรับด้านข้างมีขนาดใหญ่เกินไปดังแสดงในรูปที่ 4.29 หมายเลข 2 จึงได้ทำการลดขนาดลงมาครึ่งหนึ่ง รายละเอียดของเข็มขัดพุงหลังที่ได้ทำการปรับปรุงแก้ไขได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.35 และ 4.36 ตามลำดับ

จากรูปที่ 4.35 ประกอบด้วยส่วนต่างๆ คือ (1) แผ่นรองรับด้านหลังที่ทำจากยาง (2) แผ่นรองรับด้านข้างที่ทำจากยาง (3) แถบอะลูมิเนียม (4) ช่องสอดแผ่นรองรับด้านหลังที่ทำจากยาง (5) ช่องสอดแผ่นรองรับด้านข้างที่ทำจากยาง (6) ฟ้ายืด (7) ดินตุ้มแกมีลักษณะเป็นขน (8) แถบยางยืดช่วยเพิ่มความกระชับ และ (9) แนวตะเข็บในการเย็บเข็มขัดพุงหลัง และได้แสดงขนาดโดยภาพรวมของเข็มขัดพุงหลังที่ปรับปรุงแก้ไขดังรูปที่ 4.36 เมื่อได้แบบที่สอดคล้องกับการใช้งานแล้วจึงได้ดำเนินการตัดเย็บเข็มขัดพุงหลังและเตรียมอุปกรณ์สำหรับทดสอบการใช้งานของเข็มขัดพุงหลังซึ่งมีแผ่นยางรองรับที่ทำจากยางธรรมชาติ โดยเข็มขัดที่ตัดเย็บเสร็จแล้วได้แสดงไว้ยังรูปที่ 4.36 เข็มขัดพุงหลังที่สร้างจะถูกทดสอบการใช้งานกับผู้สวมใส่และประเมินผลโดยการใช้การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ซึ่งดำเนินการขั้นตอนในหัวข้อที่ 3.2.7



(ก) ด้านนอกของเข็มขัดพยุงหลัง



(ข) ด้านในของเข็มขัดพยุงหลัง (สัมผัสหลัง)

รูปที่ 4.36 แสดงขนาดโดยภาพรวมของเข็มขัดพยุงหลังที่ปรับปรุงแก้ไข

เข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบและตัดเย็บขึ้นมาเพื่อให้สอดคล้องกับการใช้งานและสอดคล้องกับแผ่นรองรับที่ออกแบบได้แสดงดังรูปที่ 4.37 เข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบนี้มีน้ำหนักเมื่อซึ่งรวมกับแผ่นรองรับประมาณ 660 g ในขณะที่เข็มขัดพยุงหลังแบบที่แถบรองรับทำจากพลาสติก MIO TECH รุ่น BACK SUPPORT มีน้ำหนักประมาณ 420 g และเข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์มีน้ำหนัก 370 g จะเห็นได้ว่าเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบขึ้นมาใหม่นี้มีน้ำหนักมากกว่าอย่างชัดเจน ส่วนหนึ่งมาจากการเพิ่มองค์ประกอบให้กับตัวเข็มขัดเช่น แถบยางยืด และ อีกส่วนมาจากน้ำหนักของแผ่นรองรับที่ทำจากยาง ซึ่งประกอบด้วยแผ่นรองรับ

ด้านหลังทั้ง 2 แผ่นติดกับแถบอลูมิเนียมและแผ่นรองรับด้านข้าง 4 แผ่น มีน้ำหนักรวมกันประมาณ 330 g ซึ่งเกือบเท่ากับเข็มขัดพยุงหลังอีกหนึ่งตัว



(ก) ด้านนอกของเข็มขัดพยุงหลัง



(ข) ด้านในของเข็มขัดพยุงหลัง (ลัมפלัสหลัง)

รูปที่ 4.37 แสดงเข็มขัดพยุงหลังที่ตัดเย็บเสร็จแล้ว

4.7 ผลการทดสอบและเปรียบเทียบผลการใช้งานของเข็มขัดพยุงหลังที่สร้างขึ้นกับเข็มขัดพยุงหลังที่มีใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ และที่จำหน่ายตามร้านอุปกรณ์การแพทย์

จากการดำเนินงานในหัวข้อที่ 3.2.7 ซึ่งเป็นการทดสอบและเปรียบเทียบผลการใช้งานของเข็มขัดพยุงหลัง โดยการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 19 คนในขณะเคลื่อนไหวในท่ายก โดยข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างได้แสดงไว้ในตารางที่ 4.12 ในรูปที่ 4.38 ได้แสดงกลุ่มตัวอย่างที่ติด surface electrode และใส่เข็มขัดพยุงหลังและพร้อมทำการทดสอบ



(ก) ตำแหน่งของ surface electrode บนกล้ามเนื้อหลัง



(ข) กลุ่มตัวอย่างที่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง (ซ้าย) มองจากด้านหลัง (ขวา) มองจากด้านข้าง

รูปที่ 4.38 แสดงกลุ่มตัวอย่างที่ติด surface electrode และใส่เข็มขัดพยุงหลัง

ตารางที่ 4.12 แสดงข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างทั้ง 4 กลุ่มที่ใช้ในการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

	No.	Age (years)	Weight (kg)	Height (m)	Waistline (in)	BMI	Category
Leg lift 15 s (10belts)	1	22	62	174	32	20.5	Normal
	2	20	59	170	33	20.4	Normal
	3	23	76	176	33	24.5	Overweight
	4	24	85	185	32	24.8	Overweight
	5	22	53	167	29	19.0	Normal
	mean	22.2	67	174.4	31.8	21.8	
	SD	1.48	13.13	6.88	1.64	2.65	
Torso lift 10 s (10belts)	1	23	76	176	33	24.5	Overweight
	2	25	60	170	32	20.8	Normal
	3	25	63	175	31	20.6	Normal
	4	22	53	167	29	19.0	Normal
	5	22	62	174	32	20.5	Normal
	mean	23.4	62.8	172.4	31.4	21.1	
	SD	1.52	8.35	3.78	1.52	2.06	
Torso 8 s (10 belts)	1	23	76	176	33	24.5	Overweight
	2	20	59	170	33	20.4	Normal
	3	22	53	167	29	19.0	Normal
	4	25	60	170	32	20.8	Normal
	mean	22.5	62	170.8	25.4	21.2	
	SD	2.08	9.83	3.77	1.89	2.36	
Torso lift 8 s (5 belts)	1	21	62	174	31	20.5	Normal
	2	20	59	170	33	20.4	Normal
	3	22	53	167	29	19.0	Normal
	4	20	59	169	32	20.6	Normal
	5	21	64	173	32	21.4	Normal
	mean	20.8	59.4	170.6	31.4	20.39	
	SD	0.84	4.16	2.88	1.52	0.86	

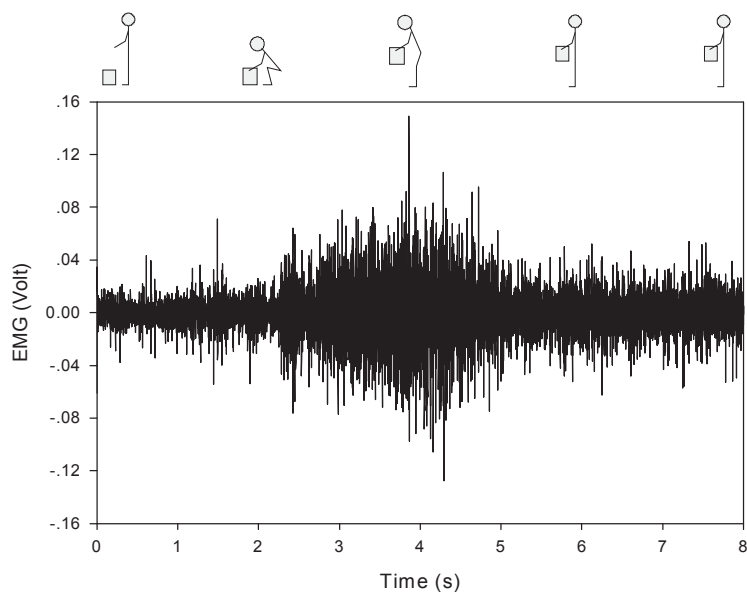
4.7.1 ผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดสอบการใช้งานเข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 10

แบบ

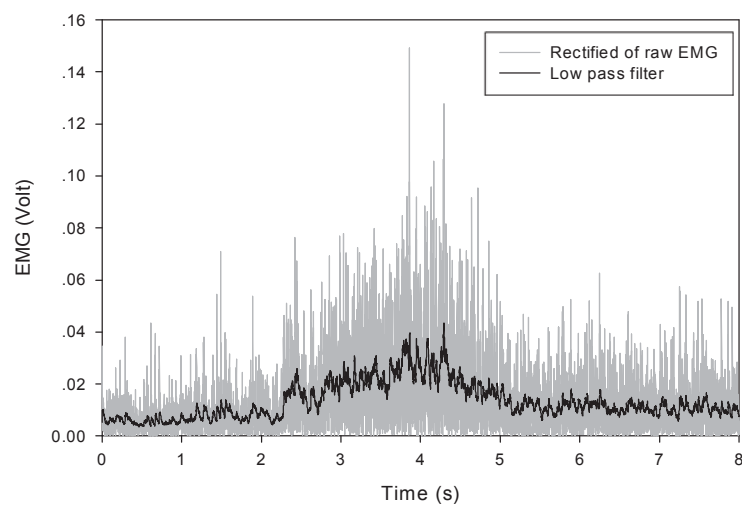
ในการทดสอบนี้เป็นการเปรียบเทียบผลความสามารถของเข็มขัดพยุงหลังในการลดการทำงานของกล้ามเนื้อ erector spinae ซึ่งบ่งชี้ด้วยปริมาณสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเคลื่อนไหวในท่าก้ม ยกของที่มีมวล 20 kg จากพื้นมาอยู่ในท่ายืนตรง โดยไม่สวมใส่และสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง โดยใช้เข็มขัดพยุงหลัง ทั้งหมด 10 แบบ คือ

- 1) เข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์มีแถบรองรับทำจากอลูมิเนียมอัลลอยด์ (S-Hopital belt)
- 2) แผ่นยางรองรับสูตร 1 (RB1 belt)
- 3) แผ่นยางรองรับสูตร 1 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 1.6 mm (RB1+Al 1.6 mm belt)
- 4) แผ่นยางรองรับสูตร 1 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 2 mm (RB1+Al 2 mm belt)
- 5) แผ่นยางรองรับสูตร 6 (RB6 belt)
- 6) แผ่นยางรองรับสูตร 6 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 1.6 mm (RB6+Al 2 mm belt)
- 7) แผ่นยางรองรับสูตร 6 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 2 mm (RB6+Al 2 mm belt)
- 8) แผ่นยางรองรับสูตร 7 (RB7 belt)
- 9) แผ่นยางรองรับสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 1.6 mm (RB7+Al 2 mm belt)
- 10) แผ่นยางรองรับสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 2 mm (RB7+Al 2 mm belt)

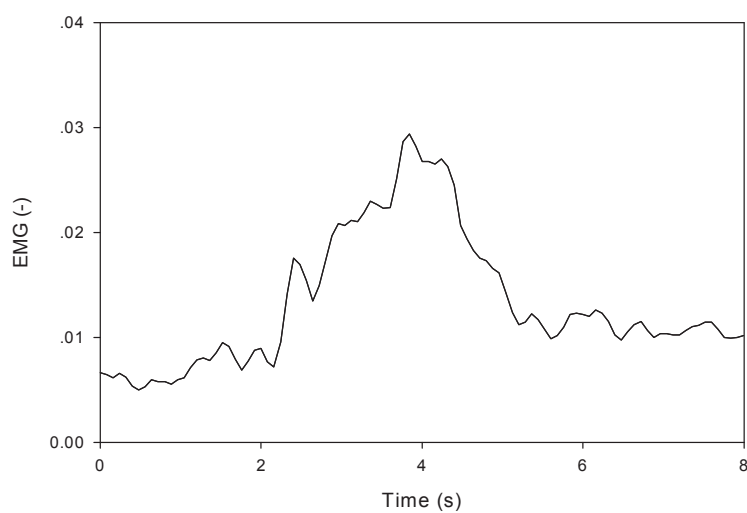
เมื่อวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อเสร็จแล้ว แปลงสัญญาณดังกล่าวตามขั้นตอนดังหัวข้อที่ 3.1.3 ซึ่งประกอบด้วย 3 ขั้นตอน คือ fullwave rectify, lowpass filter และ moving average ตัวอย่างผลจากการแปลงสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในแต่ละขั้นตอนได้แสดงดังรูปที่ 4.39 และผลการทดสอบเข็มขัดพยุงหลังในด้านความสามารถในการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังของเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 10 แบบเทียบกับกรณีไม่สวมใส่เข็มขัดพยุงหลังได้แสดงไว้ดังรูปที่ 4.40 และในตารางที่ 4.13 ได้แสดงปริมาณสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงโดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์เทียบกับกรณีที่ถูกทดสอบไม่ได้ใส่เข็มขัดพยุงหลัง



(ก) Raw EMG

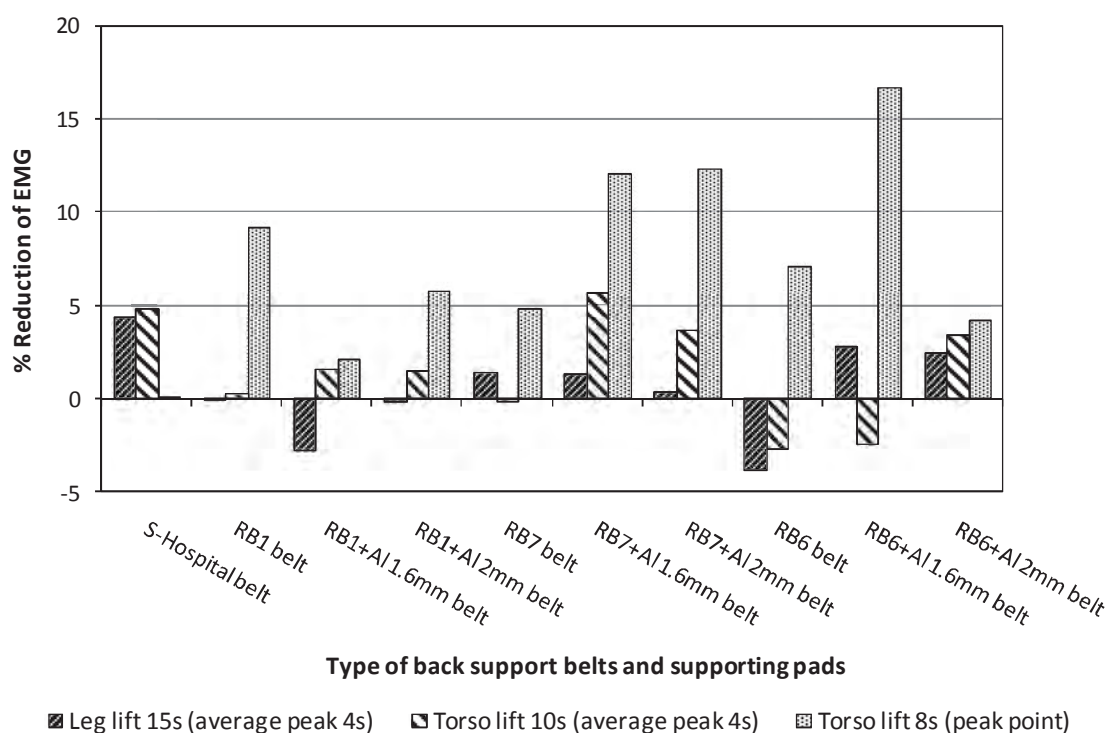


(ข) Full wave rectify และ low pass filter



(ค) Moving average

รูปที่ 4.39 แสดงสัญญาณ EMG ที่ผ่านการขยายและผ่านการแปลงสัญญาณทั้ง 3 ขั้นตอน

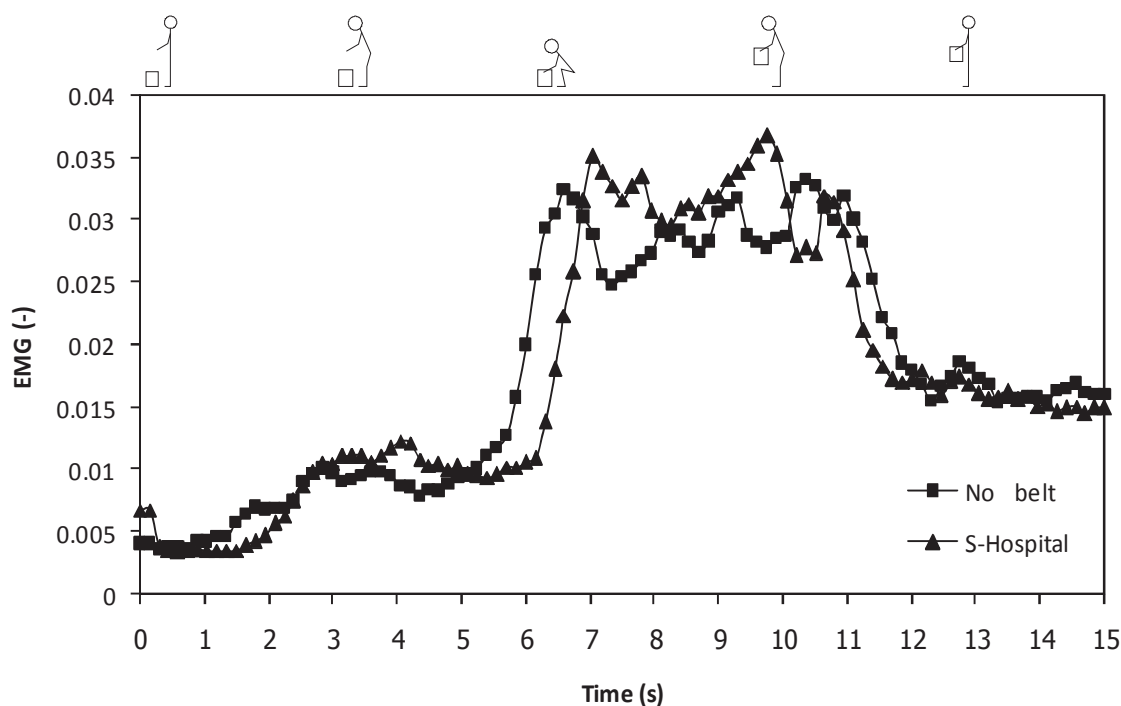


รูปที่ 4.40 แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงคิดเป็นเปอร์เซ็นต์
เมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง 10 แบบ

ตารางที่ 4.13 แสดงปริมาณสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงคิดเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง 10 แบบ
เทียบกับกรณีไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง

Lifting	% Reduction of EMG									
	S-Hospital belt	RB1 belt	RB1+Al 1.6mm belt	RB1+Al 2mm belt	RB7 belt	RB7+Al 1.6mm belt	RB7+Al 2mm belt	RB6 belt	RB6+Al 1.6mm belt	RB6+Al 2mm belt
Leg lift 15s	4.40	-0.01	-2.75	-0.12	1.44	1.39	0.40	-3.84	2.80	2.48
S.D. of EMG	0.0081	0.0065	0.0072	0.0072	0.0074	0.0079	0.0063	0.0076	0.0079	0.0068
Torso lift 10s	4.81	0.26	1.58	1.53	-0.12	5.68	3.74	-2.71	-2.44	3.40
S.D. of EMG	0.0022	0.0028	0.0017	0.0031	0.0020	0.0024	0.0035	0.0028	0.0038	0.0016
Torso lift 8s	0.12	9.20	2.11	5.85	4.85	12.05	12.35	7.14	16.70	4.24
S.D. of EMG	0.0088	0.0098	0.0111	0.0097	0.0097	0.0081	0.0093	0.0109	0.0072	0.0148

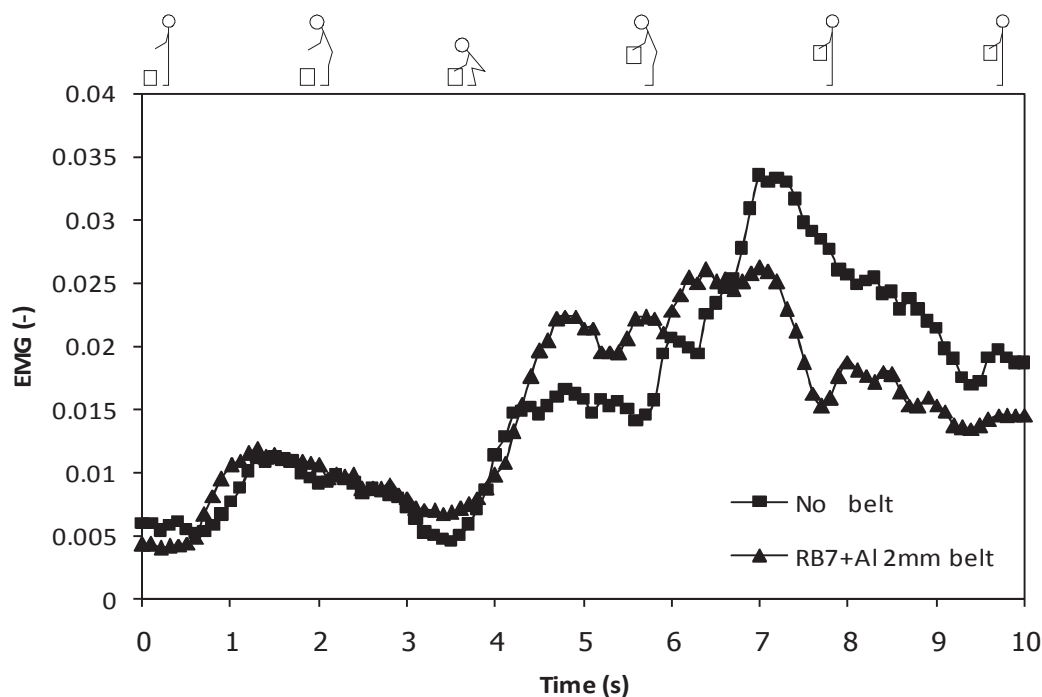
4.7.1.1 ผลการทดสอบในท่ายกของด้วยการยกเข่าหลังตรง (leg lift) ใช้กลุ่มตัวอย่าง 5 คน เวลาในการยก 15 s และเข็มขัดพยุงหลัง 10 แบบ ทดสอบเพียงรอบเดียว โดยเคลื่อนไหวย่างช้าๆ ซึ่งมีช่วงเวลาในการยกนานที่สุด เป็นผลให้ช่วงเวลาที่กล้ามเนื้อหลังทำงานนานตามไปด้วย ดังแสดงตัวอย่างผลการทดสอบดังรูปที่ 4.41 ในการเปรียบเทียบปริมาณสัญญาณเฉลี่ยในช่วง 4 s ที่กล้ามเนื้อทำงานหนักมาเปรียบเทียบได้ผลดังรูปที่ 4.40 การยกในท่านี้ถือว่าการยกที่มีความปลอดภัยเพราะหลังตั้งตรงทำให้แรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับลำตัวมีค่าน้อย เป็นผลให้สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีค่าน้อยตามไปด้วย ดังนั้นความแตกต่างของระดับสัญญาณจึงไม่เด่นชัด เมื่อพิจารณาผลการลดการทำงานของกล้ามเนื้อพบว่า S-Hopital belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้สูงสุดคือ 4.40% รองลงมาคือ RB7+Al 2 mm belt ลดได้ 2.80% และ RB6+Al 2 mm belt ลดได้ 2.48% โดยเข็มขัดพยุงหลังบางแบบทำให้การทำงานของกล้ามเนื้อเพิ่มขึ้นดังแสดงในตารางที่ 4.13



รูปที่ 4.41 แสดงตัวอย่างผลการวัด EMG ในการก้มยกของโดยใช้เวลา 15 s

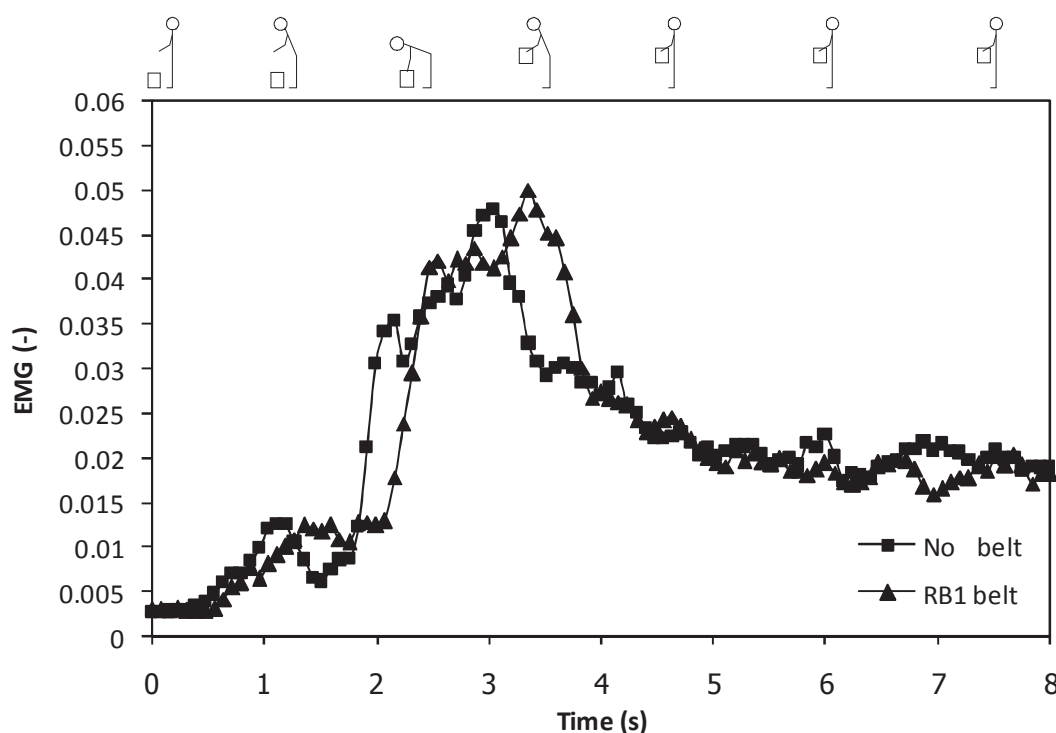
4.7.1.2 ผลการทดสอบในท่ายกแบบหลังงอ (torso lift) ใช้ของกลุ่มตัวอย่าง 5 คน เวลาในการยก 10 s และเข็มขัดพยุงหลัง 10 แบบ ทดสอบเพียงรอบเดียว จากหัวข้อที่ 4.7.1.1 เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีความแตกต่างที่ไม่ชัดเจนเนื่องจากเป็นท่ายกที่มีการทำงานของกล้ามเนื้อค่อนข้างน้อย ดังนั้นเพื่อให้เห็นความแตกต่างของสัญญาณที่ชัดเจนขึ้นจึงเปลี่ยนท่ายกเป็นแบบหลังงอ และลดเวลาในการยกเหลือ 10 s ซึ่งมีลักษณะสัญญาณที่วัดได้ดังตัวอย่างในรูปที่ 4.42 ในการเปรียบเทียบใช้สัญญาณเฉลี่ยในช่วง 4 s ที่กล้ามเนื้อทำงานหนักซึ่งได้ผลดังรูปที่ 4.40 โดยที่ RB7+Al 1.6 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้สูงสุด 5.68% และรองลงมาคือ S-Hospital belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อ 4.81% ดังตารางที่ 4.13

แสดงให้เห็นว่าแนวโน้มความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะเพิ่มขึ้นทำให้สามารถเห็นความแตกต่างของผลของเข็มขัดพยุงหลังได้ชัดเจนขึ้น



รูปที่ 4.42 แสดงตัวอย่างผลการวัด EMG ในการก้มยกของโดยใช้เวลา 10 s

4.7.1.3 ผลการทดสอบในท่ายกแบบหลังงอ (torso lift) ใช้กลุ่มตัวอย่าง 4 คน เวลาในการยก 8 s และเข็มขัดพยุงหลัง 10 แบบ ทดสอบเพียงรอบเดียว จากผลการทดสอบในหัวข้อที่ 4.7.1.2 เพื่อให้เห็นความชัดเจนของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมากขึ้น จึงให้กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวโดยใช้ความเร็วปกติเหมือนการยกในชีวิตประจำวัน ซึ่งอยู่ในช่วง 4 s ถึง 6 s โดยประมาณ เนื่องจากเป็นช่วงการยกในเวลาสั้นๆ ค่าสัญญาณที่นำมาเปรียบเทียบจึงใช้ค่าการทำงานสูงสุดของกล้ามเนื้อเพียงค่าเดียว ในรูปที่ 4.43 ได้แสดงตัวอย่างลักษณะสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วัดได้ ซึ่งจากผลการทดสอบพบว่า RB6+Al 1.6 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ สูงสุดคือ 16.70% RB7+Al 2 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ 12.35% และ RB7+Al 1.6 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ 12.05% ดังตารางที่ 4.13 และรูปที่ 4.40



รูปที่ 4.43 แสดงตัวอย่างผลการวัด EMG ในการก้มยกของโดยใช้เวลา 8 s

จากผลการทดสอบทั้ง 3 เงื่อนไขคือ Leg lift 15s, Torso lift 10s และ Torso lift 8s มีความแปรปรวนของข้อมูลเนื่องจากการทดสอบเพียงครั้งเดียว แต่มีแนวโน้มที่ชัดเจนว่าเข็มขัดพยุงหลังแบบ RB6+Al 1.6 mm belt, RB7+Al 2 mm belt และ RB7+Al 1.6 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้อย่างเด่นชัด ดังนั้นเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 3 แบบนี้จะนำไปทดสอบเพื่อลดความแปรปรวนของข้อมูลโดยการทดสอบซ้ำ 5 ครั้งเพื่อหาค่าเฉลี่ยของข้อมูลและจะทำให้ข้อมูลมีความน่าเชื่อถือเพิ่มขึ้น ผลการทดลองนี้ได้แสดงไว้ในหัวข้อที่ 4.7.2

4.7.2 ผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจากการทดสอบการใช้งานเข็มขัดพยุงหลัง 5 แบบ

ในการทดสอบนี้เปรียบเทียบผลความสามารถของเข็มขัดพยุงหลังในการลดการทำงานของกล้ามเนื้อ erector spinae ซึ่งบ่งชี้ด้วยปริมาณสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นในขณะเคลื่อนไหวในท่าก้มยกของที่มีมวล 20 kg จากพื้นมาอยู่ในท่ายืนตรง โดยไม่สวมใส่และสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง ในกรณีที่ใส่เข็มขัดพยุงหลังใช้งานเข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 5 แบบ คือ

- 1) เข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ (S-Hopital belt)
- 2) แผ่นยางรองรับสูตร 6 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทน 1.6 mm (RB6+Al 2 mm belt)
- 3) แผ่นยางรองรับสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทน 1.6 mm

(RB7+Al 2mm belt)

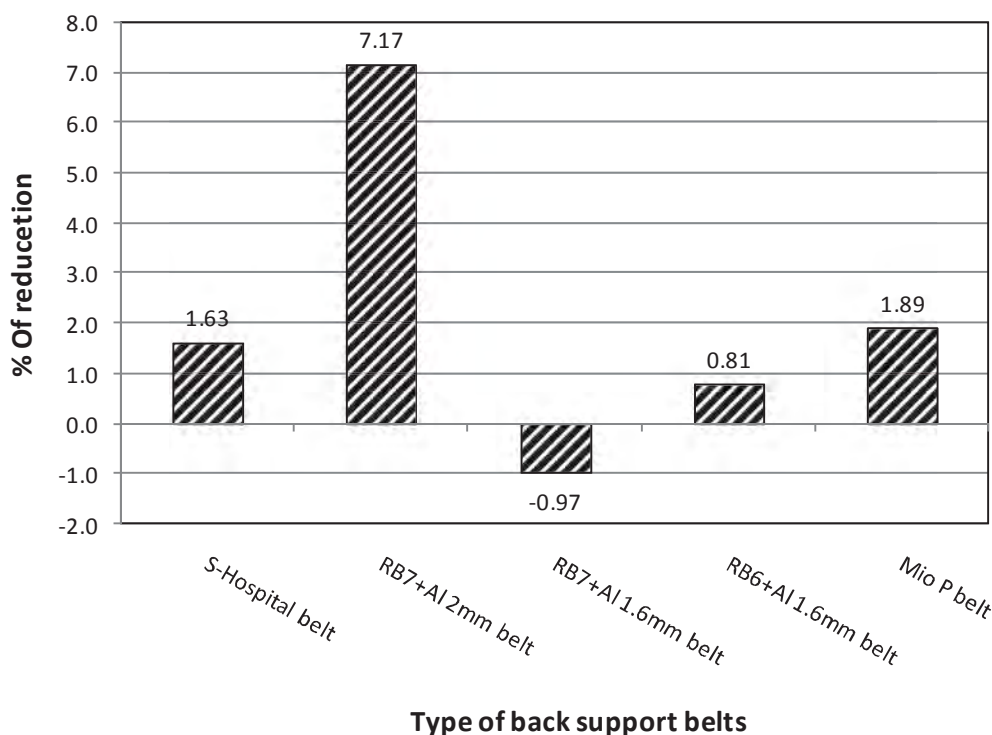
4) แผ่นยางรองรับสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทน 2 mm

(RB7+Al 2mm belt)

5) เข็มขัดพยุงหลัง แบบที่แถบรองรับทำจากพลาสติก MIO TECH รุ่น BACK SUPPORT

(Mio P belt)

ผลการทดสอบในท่ายกแบบหลังอ (torso lift) ใช้กลุ่มตัวอย่าง 5 คน เวลาในการยก 8 s และเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบ 3 แบบ และเข็มขัดพยุงหลังในท้องตลาด 2 แบบ เพื่อเปรียบเทียบผล ในการทดสอบ ทำซ้ำ 5 ครั้ง ต่อเข็มขัดพยุงหลัง 1 แบบ เพื่อลดความแปรปรวนของข้อมูล และได้ผลดังรูปที่ 4.44 และได้แสดงเป็นข้อมูลไว้แล้วดังตารางที่ 4.13 ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยที่ได้จากการทำซ้ำ 5 ครั้ง

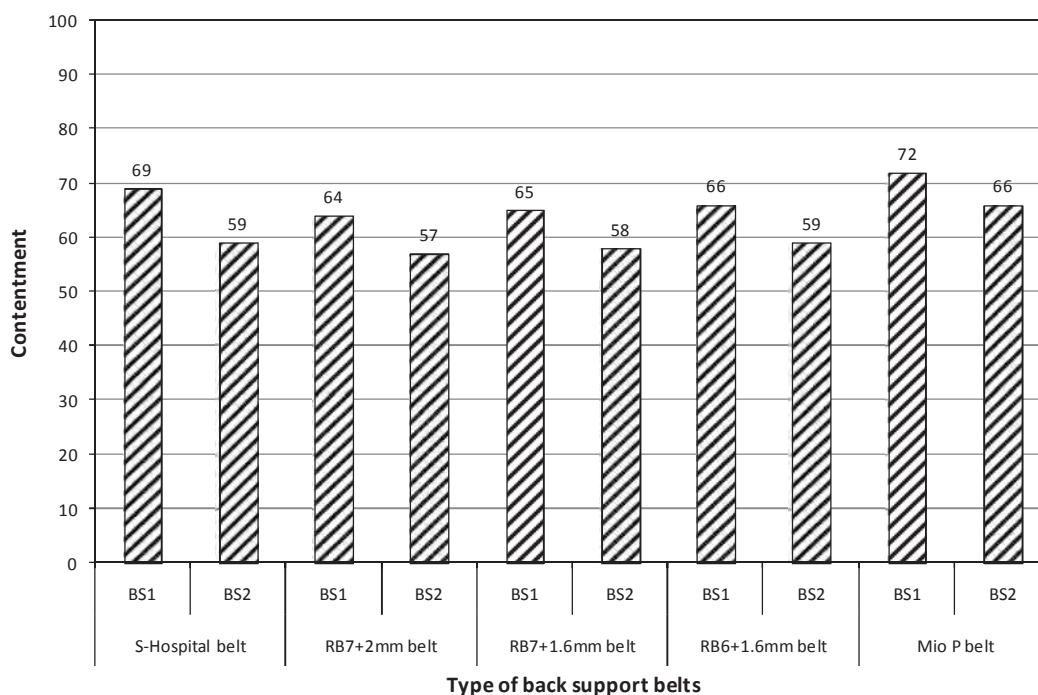


รูปที่ 4.44 แสดงผลของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่ลดลงคิดเป็นเปอร์เซ็นต์โดยเฉลี่ยจากการทำซ้ำ 5 ครั้งเมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง 5 แบบ

จากผลการทดสอบในรูปที่ 4.44 กำหนดให้กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวในท่าก้มยกของเหมือนกับ การเคลื่อนไหวจริงในชีวิตประจำวัน พบว่าเข็มขัดพยุงหลังที่ช่วยลดการทำงานของกล้ามเนื้อ erector spinae ได้ดีที่สุดคือ เข็มขัดที่มีแผ่นรองรับทำจากยางธรรมชาติสูตรยาง RB7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ความหนา 2 mm. ซึ่งสามารถลดการปริมาณสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ประมาณ 7.17% เมื่อเทียบกับกรณีที่ก้มยกของโดยไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง

4.8 ผลการประเมินความพึงพอใจการใช้เข็มขัดพยุงหลัง

จากการทำแบบสอบถามเพื่อประเมินความพึงพอใจในการใช้เข็มขัดพยุงหลังจากกลุ่มตัวอย่างชาย 10 คน ที่มีสุขภาพดี โดยใช้เข็มขัดพยุงหลัง 5 แบบ คำนวณแถบยางยืดให้มีความตึง 2 ระดับคือ 25N (BS1) และ 30N (BS2) กำหนดระดับคะแนนเต็ม 100 คะแนน ถือว่าเป็นความพึงพอใจสูงสุดและได้แสดงผลไว้ดังรูปที่ 4.45



รูปที่ 4.45 แสดงผลการประเมินความพึงพอใจในการใช้เข็มขัดพยุงหลัง

จากรูปที่ 4.45 พบว่าการเคลื่อนไหวโดยไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลังมีระดับคะแนน 87 คะแนน ซึ่งเป็นค่าสูงสุด รองลงมาคือ Mio P belt (BS1) มี 72 คะแนน และ S-Hospital belt (BS1) มี 69 คะแนน ซึ่งระดับคะแนนต่ำสุดคือ RB7+2mm belt (BS2) มี 57 คะแนน สังเกตได้ว่าที่ระดับความตึงของแถบยางยืดที่ระดับ 2 จะมีคะแนนที่ต่ำกว่าความตึงระดับ 1 เมื่อเทียบกับเข็มขัดชนิดเดียวกัน ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแรงกดของเข็มขัดพยุงหลังในปริมาณน้อยๆ จะเป็นที่ยอมรับกับผู้สวมใส่ เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบระหว่างเข็มขัดพยุงหลังทั้ง 5 แบบพบว่า Mio P belt มีระดับคะแนนที่สูงที่สุดทั้งในกลุ่ม BS1 และ BS2 ซึ่ง Mio p belt เป็นเข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบรองรับทำจากพลาสติก ทำให้สามารถเคลื่อนไหวได้สะดวก และรองลงมาคือ S-Hospital belt ซึ่งเป็นเข็มขัดพยุงหลังที่มีใช้ในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ มีแถบรองรับทำจากอลูมิเนียมกว้างประมาณ 15 mm เนื่องจากแถบรองรับมีขนาดเล็กจึงทำให้เคลื่อนไหวได้ในระดับหนึ่ง ส่วนเข็มขัดพยุงหลังที่มีระดับคะแนนต่ำสุดทั้งในกลุ่ม BS1 และ BS2 คือ RB7+2mm belt อาจเนื่องมาจากการมีแผ่นยางรองรับร่วมกับแถบอลูมิเนียมที่มีความหนา 2 mm จึงทำให้สามารถจำกัดการเคลื่อนไหวของหลังได้ดีทำให้ผู้สวมใส่ไม่สามารถเคลื่อนไหวได้สะดวก อย่างไรก็ตามการ

จำกัดขอบเขตการเคลื่อนไหวก็ยังเป็นหลักการของเข็มขัดพยุงหลังในการลดความเสี่ยงและอาการบาดเจ็บซ้ำซ้อนที่จะเกิดขึ้น รวมไปถึงระดับความตึงที่มากกว่าก็จะยิ่งทำให้แถบรองรับหลังทำงานได้ดียิ่งขึ้น และช่วยเพิ่มแรงดันในหน้าท้องซึ่งสามารถลดแรงกดที่กระทำกับหมอนรองกระดูกสันหลังได้ แต่ด้วยปัจจัยที่กล่าวมา อาจทำให้การเคลื่อนไหวของร่างกายในชีวิตประจำวันไม่สะดวกเท่าที่ควร หรือมีการหายใจที่ไม่สะดวก ทำให้ผู้สวมใส่เข็มขัดพยุงหลังรู้สึกไม่สบายได้

4.9 การวิเคราะห์เชิงเศรษฐศาสตร์

เข็มขัดพยุงหลังที่สร้างขึ้นถือได้ว่าเป็นผลิตภัณฑ์ที่สามารถพัฒนาไปเป็นสินค้าได้ การวิเคราะห์ทางเศรษฐศาสตร์จึงเป็นแนวทางหนึ่งที่จะสามารถประเมินได้ถึงมูลค่าในการลงทุน ในการวิเคราะห์ในงานวิจัยนี้จะพิจารณาถึงต้นทุนในการผลิตซึ่งคิดเฉพาะค่าใช้จ่ายในการขึ้นรูปแผ่นรองรับเป็นหลัก ซึ่งต้นทุนในส่วนดังกล่าวจะประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ค่าวัตถุดิบ และค่าแรงงาน ซึ่งถือว่าเป็นต้นทุนทางตรง (direct cost) ซึ่งขาดไม่ได้ ค่าใช้จ่ายทั้งสองส่วนมีรายละเอียดดังนี้

1) ค่าแรงงาน คิดเป็นค่าแรงขั้นต่ำตามประกาศกรมการจ้าง เรื่อง อัตราค่าจ้างขั้นต่ำ (ฉบับที่ 5) ในท้องที่จังหวัดสงขลา คือวันละ 176 บาท บังคับใช้ตั้งแต่วันที่ 1 มกราคม พ.ศ. 2554 การดำเนินงานต่อการขึ้นรูปแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังหนึ่งตัวแบ่งเป็น 3 ส่วนหลักๆ คือ การบดผสมยางและสารเคมี การขึ้นรูปแผ่นยางรองรับ และการตัดแถบอลูมิเนียม ในการบดผสมยางใช้เวลาทั้งกระบวนการประมาณ 40 นาที ในการขึ้นรูปแผ่นยางรองรับหลังใช้แม่พิมพ์แบบ 2 Cavity ซึ่งขึ้นรูปแผ่นยางรองรับได้ครั้งละ 1 ตัว รวมถึงการขึ้นรูปแผ่นยางรองรับด้านข้างรวมใช้เวลาในการขึ้นรูปและประมาณ 40 นาที ในการตัดและตัดแถบอลูมิเนียมใช้เวลาประมาณ 30 นาที รวมแล้วใช้เวลาทั้งหมด 110 นาที คิดเป็นค่าแรง 40.33 บาท

2) ค่าวัสดุที่ใช้ทำแผ่นรองรับ แบ่งเป็น 2 ส่วน คือ แผ่นยางคงรูป และแถบอลูมิเนียม แผ่นยางคงรูปจะประกอบด้วยยางและสารเคมีซึ่งได้แสดงค่าวัสดุในส่วนนี้ไว้ในตารางที่ 4.13 ส่วนค่าอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ขนาด 4 ft x 8 ft มีราคา 8,239 บาท ต่อแผ่น เมื่อคิดตามพื้นที่ในเข็มขัดหนึ่งตัวมีค่าอลูมิเนียมอัลลอยด์คิดเป็น 2.08 บาท ดังนั้นค่าวัสดุที่จะต้องจ่ายต่อเข็มขัดพยุงหลัง 1 ตัว เป็นเงิน 38.74 บาท

ตารางที่ 4.14 ราคาขายและสารเคมีที่ใช้ในการขึ้นรูปแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยางค์หลัง 1 ตัว

ยางและสารเคมี	ราคา (บาท/kg)	ปริมาณที่ใช้ (g)	ราคา (บาท)
STR 5L	90	283.8	25.54
Struktol	300	8.5	2.55
MBT	215	2.8	0.60
Stearic acid	350	4.2	1.47
ZnO	220	11.6	2.55
Wingstay L	350	4.2	1.47
Spindle oil	77	28.4	2.19
Sulphur	40	7.1	0.28
รวม			36.66

3) ค่าพลังงานที่ใช้ในกระบวนการผลิตและขึ้นรูปแผ่นรองรับ คำนวณจากอัตราค่าไฟฟ้าที่เรียกเก็บของการไฟฟ้าส่วนภูมิภาค ประเภทกิจการขนาดเล็ก คิดในช่วงหน่วยที่ 401 เป็นต้นไปซึ่งเป็นอัตราสูงสุดที่เรียกเก็บ คือ 2.978 บาทต่อหน่วย ค่าพลังงานที่ใช้ในกระบวนการผลิตและขึ้นรูปแผ่นรองรับประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก คือ พลังงานที่ใช้ในกระบวนการบดยางและผสมสารเคมี และพลังงานที่ใช้ในการอัดขึ้นรูปแผ่นยางรองรับด้วยความร้อน เมื่อพิจารณากำลังของเครื่องจักรและระยะเวลาในการใช้งานเพื่อผลิตแผ่นยางรองรับสำหรับเข็มขัดพยางค์หลัง 1 ตัว สามารถประเมินเป็นค่าใช้จ่ายในส่วนของพลังงานได้ประมาณ 27.1 บาท โดย ดังแสดงในตารางที่ 4.15

ตารางที่ 4.15 ค่าพลังงานที่ใช้ในกระบวนการผลิตแผ่นรองรับ

เครื่องจักร	กำลัง (kW)	ระยะเวลา (min)	ค่าพลังงานไฟฟ้า (บาท/หน่วย)	ค่าพลังงานไฟฟ้า (บาท)
เครื่องบดยาง 2 ลูกกลิ้ง	5.6	35	2.978	9.73
เครื่องอัดเบ้า	12.5	28	2.978	17.37
รวม				27.1

4) ค่าแม่พิมพ์ ซึ่งแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านหลังมีราคา 12,000 บาทและแม่พิมพ์แผ่นรองรับด้านข้างมีราคา 1,440 บาท รวมเป็นเงิน 13,440 บาท

ค่าใช้จ่ายในการขึ้นรูปแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลัง 1 ที่เป็นต้นทุนทางตรงคือ ค่าแรงงาน วัสดุ และค่าพลังงาน ที่จะต้องใช้ในการขึ้นรูปแผ่นรองรับแต่ละครั้งประมาณ 106.2 บาท หากรวมค่าแม่พิมพ์ สำหรับขึ้นรูปแผ่นยางรองรับซึ่งใช้ซ้ำได้ เมื่อพิจารณาในการผลิตแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยางหลังจำนวน 1,000 ตัว ค่าใช้จ่ายจะตกอยู่ที่ 119.6 บาท ต่อเข็มขัดพยางหลัง 1 ตัว ค่าใช้จ่ายที่กล่าวมานี้เป็นค่าใช้จ่ายที่เพิ่มขึ้นจากเข็มขัดพยางหลังโดยทั่วไปในท้องตลาด เนื่องด้วยส่วนใหญ่เป็นค่าใช้จ่ายในการผลิตแผ่นรองรับที่ออกแบบขึ้นซึ่งเข็มขัดพยางหลังโดยทั่วไปไม่มี

บทที่ 5

สรุปผล

จากการศึกษาชีวกลศาสตร์บริเวณหลังส่วนล่างของมนุษย์และผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างของผู้สวมใส่เมื่อเคลื่อนไหวในท่าทางต่างๆ และการพัฒนาแผ่นยางรองรับหลังให้มีรูปร่าง ขนาด ความแข็งตึงรวมถึงตำแหน่งติดตั้งที่เหมาะสมสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง โดยตรวจสอบการทำงานของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างขณะสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังในท่าก้มยกของ สามารถสรุปผลการศึกษาวิจัยได้ดังนี้

5.1 การศึกษาชีวกลศาสตร์บริเวณหลังส่วนล่างของมนุษย์และผลของเข็มขัดพยุงหลังที่มีต่อแรงที่กระทำบนหมอนรองกระดูก L5/S1 และแรงดิ่งที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อหลัง erector spinae

เข็มขัดพยุงหลังเป็นอุปกรณ์ที่ออกแบบมาเพื่อจำกัดการเคลื่อนไหว และหากมีการเคลื่อนไหว โดยเฉพาะในท่าก้มยกของ เข็มขัดพยุงหลังก็จะช่วยรับโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับลำตัวได้ จากการศึกษเข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบรองรับท่าจากโลหะในขณะเคลื่อนไหวในท่าก้มยกของพบว่า สามารถลดแรงดิ่งของกล้ามเนื้อ erector spinae ได้สูงสุด 14.1% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 8.5% ในท่ายกของไม่มีน้ำหนัก และลดแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 15.7% ขณะยกของน้ำหนัก 10 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 (25 N) เมื่อยกของที่มีน้ำหนักมากขึ้นเป็น 20 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 2 (38 N) เข็มขัดพยุงหลังสามารถลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ได้ 9.5% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้ถึง 11% จะเห็นได้ว่าการยกของน้ำหนักน้อยๆ ความตึงการใส่เข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 สามารถลดแรงที่กระทำต่ออวัยวะดังกล่าวได้ดี และที่ภาระน้ำหนักเพิ่มขึ้น ความตึงการใส่เข็มขัดพยุงหลังระดับ 2 จะมีส่วนช่วยลดแรงกระทำได้ดีเช่นกัน ส่วนท่าดิ่งและดันของนั้น เข็มขัดพยุงหลังทำให้แรงดิ่งของกล้ามเนื้อ erector spinae แรงกดและแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc มีค่าเพิ่มขึ้นเล็กน้อยและไม่ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บของอวัยวะบริเวณดังกล่าว

5.2 การออกแบบแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง

การรับแรงดัดของแผ่นรองรับในเข็มขัดพยุงหลังเป็นปัจจัยหลักในการพิจารณาออกแบบ ซึ่งต้องมีแถบโลหะเป็นวัสดุรับแรงร่วมกับแผ่นยางที่สัมผัสกับหลัง วัสดุโลหะที่มีความเหมาะสมในการศึกษานี้คืออลูมิเนียมอัลลอยด์ เกรด 2024 กว้าง 15 mm หนา 2 mm ดัดตามความโค้งของหลังส่วนล่าง ส่วนแผ่นยางรองรับมี 2 ชั้น ซ้าย-ขวา อยู่บริเวณตำแหน่งของกล้ามเนื้อทั้งสองและห่างจากแนวสันหลังประมาณ 25 mm ลักษณะเป็นแผ่นมีความยาว 250 mm วางตามแนวกล้ามเนื้อ erector spinae แผ่นยางขึ้นรูปให้มีร่องสำหรับอลูมิเนียมอัลลอยด์ที่ผ่านการดัดตามรูปร่างตามลักษณะของหลังส่วนล่าง ทำให้สามารถกระจายแรงจากแถบอะลูมิเนียมที่กดแผ่นหลัง คุณสมบัติยางคงรูปที่เหมาะสมมีความแข็ง 32.6 Shore A โดยมีค่าโมดูลัสความ

ยืดหยุ่นเมื่อมีการยุบตัวที่ 30% strain เท่ากับ 1,796 kPa คุณสมบัติดังกล่าวได้จากระบบการบิดอย่างธรรมชาติ ด้วยเครื่องผสมยางแบบ 2 ลูกกลิ้ง ใช้เวลาในการบิดยาง 20 นาที และผสมสารเคมีที่ส่งผลต่อสมบัติของยาง ในงานวิจัยนี้ใช้สารย่อยยาง (struktol) และน้ำมัน (spindle oil) เป็นสารตัวเติมร่วมกับกำมะถันที่ใช้ในการวัลคาไนซ์ ใช้อุณหภูมิในการวัลคาไนซ์ที่ 150 °C ความดัน 2,500 psi เป็นเวลา 13 นาที โดยคุณสมบัติของยางคงรูปที่มีค่าความแข็งและโมดูลัสความยืดหยุ่นที่ต่ำกว่านี้แทบจะไม่มีผลต่อการลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง ปัจจัยที่ควรพิจารณาในการนำยางธรรมชาติมาใช้เป็นแผ่นรองรับของเข็มขัดพยุงหลังคือ น้ำหนัก หากน้ำหนักมากจนเกินไปอาจเป็นการสร้างภาระให้กับการทำงานของกล้ามเนื้อได้ จากการประเมินต้นทุนในกระบวนการผลิตทั้งหมด ต่อแผ่นรองรับสำหรับเข็มขัดพยุงหลังหนึ่งตัวที่การผลิต 1,000 หน่วย มีค่าประมาณ 119.6 บาท และต้นทุนนี้สามารถลดลงได้หากผลิตจำนวนที่มากขึ้นและลดความหนาของแผ่นยางรองรับ

5.3 การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อของหลังส่วนล่าง (erector spinae) ขณะสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง

ผลการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังที่มีวัสดุรองรับทำจากยางธรรมชาติร่วมกับแถบโลหะอะลูมิเนียมอัลลอยด์ ในการยกของ 20 kg ทดสอบจากการให้กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวเหมือนการก้มยกของจริงในชีวิตประจำวัน (torso lift) พบว่าเข็มขัดพยุงหลังแบบ RB6+Al 1.6 mm belt, RB7+Al 2 mm belt และ RB7+Al 1.6 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้อย่างเด่นชัดเมื่อเทียบกับเข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 10 แบบ และเมื่อทดสอบซ้ำ 5 ครั้ง พบว่าเข็มขัดพยุงหลังแบบ RB7+Al 2 mm belt หรือเข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นยางรองรับจากธรรมชาติสูตร 7 ร่วมกับแถบอะลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 หนา 2 mm สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้ 7.17% และดีที่สุดในกลุ่มเมื่อเทียบกับเข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 5 แบบ รองลงมาคือเข็มขัดพยุงหลังแบบ Mio P ลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ 1.89% และเข็มขัดพยุงหลังแบบ S-Hospital ลดการทำงานของกล้ามเนื้อได้ 1.63% เมื่อพิจารณาจากการทำงานสูงสุดของกล้ามเนื้อจากการวัดสัญญาณ EMG ที่ได้เทียบกับกรณีไม่ได้ใส่เข็มขัดพยุงหลัง

การลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง แม้เพียงเล็กน้อยก็ช่วยลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บเมื่อต้องใช้กล้ามเนื้อหลังในการทำงาน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความแข็งแรงของกล้ามเนื้อหลังและกระดูกสันหลังของผู้ทำงาน เนื่องจากขีดจำกัดของกล้ามเนื้อหลังที่สามารถทนต่อแรงดึงของแต่ละบุคคลจะมีความแตกต่างกันบ้าง การลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังเมื่อดูจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่วิเคราะห์ได้ขณะใส่เข็มขัดพยุงหลังมีค่าประมาณ 7% เมื่อเทียบกับการไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลังในการยกของ 20 kg พบว่าจะทำให้สามารถลดแรงดึงในกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างลงได้กว่า 350 N (จากผลการทดลองในหัวข้อ 4.2.2 ค่าสูงสุดเมื่อกลุ่มตัวอย่างไม่ได้ใส่เข็มขัดพยุงหลัง แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae สูงสุดเกิดจากการยกน้ำหนัก 20 kg มีค่าเท่ากับ 5049.6 N) ซึ่งจะส่งผลต่อแรงกดและแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc เช่นกัน หากผู้ทำงานยกของที่มีน้ำหนักมากกว่านี้และแรงดังกล่าวที่กระทำต่อ L5/S1 Disc มีค่าสูงจนถึงขีดจำกัดแล้ว การลดภาระการทำงานของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่างลงเพียง 7% ก็มีความสำคัญเพียงพอที่จะช่วยลดความเสี่ยงและอาการบาดเจ็บของกล้ามเนื้อหลังและหมอนรองกระดูกได้

เอกสารอ้างอิง

- Ammendolia, C. Kerr, M. S. and Bombardier, C. 2005. Back belt use for prevention of occupational low back pain : A systematic review. *J. of Manipulative and Physiological Therapeutics*, Vol. 28. p. 128-134.
- Beer, F. P. Johnston, E. R. Dewolf, J. T. 2006. *Mechanics of Materials* (4 th ed. SI unit.). p. 779
- Bobick, T. G. Belard, J-L. Hsiao, H. and Wassell, J. T. 2001. Physiological effects of back belt wearing during asymmetric lifting. *Applied Ergonomics*. Vol. 32. P. 541-547.
- Chase, D. D. Shumate, G. D. Joslin, J. A. Meunchen, P. K. 1996. Back support with means to secure the belt on the wearer while in an open position. U.S. Patent 5,548,843.
- Chiou, W-K, Chen, W-J, Lin, Y-H. and Wong, M-K. 2000. The functional evaluation of a back belt rehabilitation for low-back pain patients. *Int. J. of Industrial Ergonomics*, Vol. 26. p. 615-623.
- Cholewicki, J. 2004. The effects of lumbosacral orthoses on spine stability:What changes in EMG can be expected. *Journal of Orthopaedic Research*. Vol. 22. p. 1150-1155.
- Cholewicki, J. McGill, S. M. McGill, K. C. Shah, K. R. and Lee, A. S. 2010. The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 11:154. p. 1-10.
- Cholewicki, J. and McGill, S. M. 1996. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine:Implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*. Vol. 11. p.1-15.
- Cholewicki, J. Reeves, N. P. Everding, V. Q. and Morrisette, D. C. 2007. Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *Journal of Biomechanics*. Vol. 40. p.1731-1736.
- Danzger, J. 1996. Back Support Belt Apparatus and Method. U.S. Patent 5,503,620.
- Granata, K .P. Marras, W. S. and Davis, K. G. 1997. Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. *Clinical Biomechanics*. Vol. 12. p. 107-115.
- Grim, T. E. 1991. Back support. U.S. Patent 4,993,409.

- Hall, L. Tsao, H. MacDonald, D. Coppieters, M. Hodges, P. W. 2009. Immediate effect of co-contraction training on motor control of the muscle in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* Vol. 19. P. 763-773
- Hashemirad, F. Talebian, S. Hatef, B. and Kahlaee, A. H. 2009. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. Vol. 19. P. 746-753
- Heinze, F. D. 1997. Compound abdominal and back support belt system. U.S. Patent 5,690,609.
- Jorgensen, M. J. and Marras, W. S. 2000. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. *Clinical Biomechanics*. Vol. 15. p. 292-294.
- Jorgensen, M. J. and Marras, W. S. Granata, K. P. Wiand, J. W. 2001. MRI-derived moment-arms of the female and male spine loading muscles. *Clinical Biomechanics*. Vol. 16. p.182-193.
- Kixmiller, M. S. 2007. Lower lumbar sleep roll. U.S. Patent D550,847 S.
- Konrad, P. 2005. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Noraxon INC. USA.
- Kumar, S. Narayan, Y. 2006. Torque and EMG in rotation extension of the torso from pre-rotation and flexed postures. *Clinical Biomechanics*. Vol. 21. P. 920-931
- Leighton, A. M. 1996. Lower lumbar support. U.S. Patent 5,551,085.
- Magnusson, M. Pope, M. H. 1996. Does a back support have a positive biomechanical effect. *Applied Ergonomics*. Vol. 27. p. 201-205.
- Marras, W. S. 2008. *The Working Back: A systems view*. The Ohio State University. John Wiley&Sons, Inc. Hoboken, New Jersey, USA. 309 p.
- Minoru, M. and Kenji, W. 2005. Back Support Belt. JP2005253831.
- Miyamoto, K. Iinuma, N. Maeda, M. Wada, E. and Shimizu, K. 1999. Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intramuscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. *Clinical Biomechanics*. Vol. 14. p. 79-87.
- Newcomer, K. Laskowski, E. R. Yu, B. Johnson, J. C. and An, K-N. 2001. The effects of a lumbar support on repositioning error in subjects with low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. Vol. 82. p. 906-910.
- Phillips, C. A. Repperger, D. W. Neidhard-Doll, A. T. Reynolds, D. B. 2004. Biomimetic model of skeletal muscle isometric contraction: I. an energetic-viscoelastic model for the skeletal muscle isometric force twitch. *Computer in Biology and Medicine*. Vol. 34. p. 307-322.

- Schiek, J. W. 1991. Support belt for the lumbar vertebrae. U.S. Patent 5,046,488.
- Shin, H-J. and Kim, J-Y. 2007. Measurement of trunk muscle fatigue during dynamic lifting and lowering as recovery time changes. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Vol. 37. p. 545-551.
- Slautterback, E. G. 2002. Back belt and method. U.S. Patent 6,419,652.
- Smith, M. C. Hopwood, S. K. and Pearson, D. P. 2003. Therapeutic back belt and related method of manufacturing. U.S. Patent 6,623,419.
- Spahn, J. G. Langley, S. P. Jacobs, M. L. 1992. Back belt. U.S. Patent 5,111,807.
- Tang, C. Y. Zhang, G. Tsui, C. P. A 3D skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour. *Journal of Biomechanics*. Vol. 42. p. 862-872.
- Thoumie, P. Drape, J-L. Aymard, C. and Bedoisseau, M. 1998. Effects of alumar support on spine posture and motion assessed by electrogoniometer and continuous recording. *Clinical biomechanics*. Vol. 13. p. 18-26.
- Tozeren, A. 1999. Human Body Dynamics: Classical mechanics and human movement. Catholic University. USA. 315 p.
- Victor, C. J. Carrara, M. A. 1997. Back support belt cover. U.S. Patent 5,598,583.
- Vermiglio, G. Tripepi, M. G. Vermiglio, V. Sansotta, C. Testagrossa, B. 2005. A physical model of muscle working to evaluate the work ability. *International Congress Series* 1280. p238-243.
- Welsh, T. M. 1985. Kinetic back support belt. U.S. Patent 4,545,370.
- Winter, D. A. 2005. Biomechanics and Motor Control of Human Movement (3 rd ed.). University of Waterloo. Canada. p. 325.
- Woldstad, J. C. and Sherman, B. R. 1998. The effects of a back belt on posture, strength, and spinal compressive force during static lift exertions. *International Journal of Industrial Ergonomics*. Vol. 22. p. 409-416.
- Wong, C. K. 2004. Back Support Pad. JP2004255198.
- กิตติ อินทรานนท์. 2548. การยศาสตร์: Ergonomics. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 338 หน้า
- ชุกรี แดสา, สุภาพรณ ไชยประพัทธ์, และศรีสิทธิ์ เจียรบุตร. 2550. ระบบการออกแบบแม่พิมพ์อัด สำหรับขึ้นรูปผลิตภัณฑ์ยาง. การประชุมวิชาการช่างานวิศวกรรมอุตสาหกรรม. หน้า 576-583
- นรินทร์ เกียรติศิริโรจน์. 2527. แนวทางการวินิจฉัยและรักษาโรคปวดหลังส่วนล่าง. สงขลานครินทร์เวชสาร. หน้า 177-184

- นรินทร์ จีส์ม. 2550. การกำหนดน้ำหนักสูงสุดที่ยอมรับได้สำหรับการยกภาระด้วยมือโดยใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
- บุญธรรม นิธิอุทัย และปรีชา ป้องภัย. 2534. คู่มือปฏิบัติการเทคโนโลยียาง 1. คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 91 หน้า
- บุญธรรม นิธิอุทัย และปรีชา ป้องภัย. 2534. คู่มือปฏิบัติการเทคโนโลยียาง 2. คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 148 หน้า
- พงษ์ธร แซ่ฮ้อย. 2548. ยาง: ชนิด สมบัติ และการใช้งาน. ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ (เอ็มเทค). พิมพ์ครั้งที่ 2. 125 หน้า
- วารภรณ์ ขจรไชยกูล. 2549. ยางธรรมชาติ: การผลิตและการใช้งาน. สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) ห้างหุ้นส่วนจำกัด ซีโน ดีไซน์. พิมพ์ครั้งที่ 1. 176 หน้า
- วิภู พิวัฒน์. 2549. การใช้วิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ศึกษาผลกระทบของชั้นกาวบางต่อการกระจายความเค้นในเนื้อยางของชิ้นงานแบบต่อชน. สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลวิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
- หน่วยเทคโนโลยียาง คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล (ศาลายา) จังหวัดนครปฐม (ออนไลน์). สืบค้นจาก: <http://rubber.sc.mahidol.ac.th/rubbertech/process.htm> (1 พฤษภาคม 2554)
- หน่วยเทคโนโลยียาง คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล (ศาลายา) จังหวัดนครปฐม (ออนไลน์). สืบค้นจาก: <http://rubber.sc.mahidol.ac.th/rubbertech/testing.htm> (1 พฤษภาคม 2554)
- อาทิตย์ สวัสดิ์รักษา. เจริญยุทธ เดชวายุกุล. สุนทร วงษ์ศิริ. บุญสิน ตั้งตระกูลวนิช และวิริยะ ทองเรือง. การพัฒนาวัสดุของอุปกรณ์หนุนเท้าจากยางธรรมชาติเพื่อลดความดันในสันเท้า. การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย. Biomechanics. ครั้งที่ 23.

ภาคผนวก ก
การทดสอบแรงดึงของยางคงรูป

ตารางที่ 1 ความเค้นและความเครียดในการทดสอบแรงดึงของยางคงรูป

RB 1		RB 6		RB 7	
Strain (%)	Stress (kPa)	Strain (%)	Stress (kPa)	Strain (%)	Stress (kPa)
0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
0.40	3.54	0.47	6.35	1.23	5.67
4.33	20.55	3.70	43.37	4.88	34.73
8.37	36.14	10.17	113.01	8.95	65.20
12.41	50.32	13.40	144.57	12.98	92.84
16.45	63.07	16.63	175.95	17.02	120.48
20.48	75.83	19.87	205.39	21.05	146.35
24.52	87.17	26.34	257.40	25.09	169.38
28.55	98.51	29.57	281.90	29.13	189.93
32.59	110.91	32.81	305.18	33.16	210.49
36.62	120.83	36.05	327.92	37.20	229.97
40.66	130.40	39.27	349.25	41.23	248.05
44.70	139.62	42.51	370.23	45.27	264.70
48.73	147.77	48.98	408.31	49.31	281.00
52.77	155.92	52.21	427.18	53.34	296.95
56.81	162.29	55.45	444.81	57.38	312.18
60.84	170.80	58.68	462.26	61.41	326.71
64.88	177.18	61.92	479.54	65.45	340.18
68.91	183.55	68.38	511.09	69.49	354.35
72.95	190.29	71.62	527.31	73.52	368.88
76.98	196.67	74.85	542.65	77.56	380.22
81.02	202.69	80.51	568.39	81.59	392.62
85.06	208.71	86.98	598.36	85.63	404.67
89.09	214.38	90.21	612.29	89.67	416.01
92.93	220.05	93.45	625.69	93.70	428.41
95.17	223.24	96.72	640.15	97.58	439.40

ภาคผนวก ข
การทดสอบแรงกดของยางคกรูป

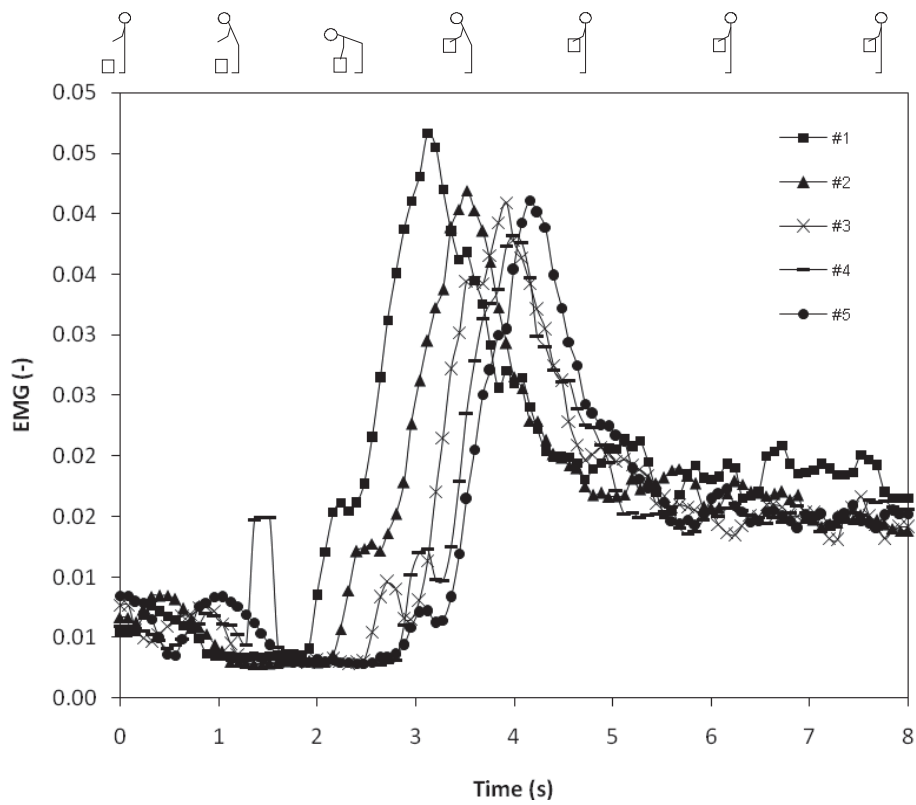
ตารางที่ 2 ความเค้นและความเครียดในการทดสอบแรงกดของยางคงรูป

RB 1		RB 6		RB 7	
Strain	Stress	Strain	Stress	Strain	Stress
(%)	(kPa)	(%)	(kPa)	(%)	(kPa)
0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
1.22	1.99	1.44	10.92	1.07	9.16
2.61	13.11	2.79	35.55	2.41	27.53
3.96	23.20	4.10	68.08	3.73	45.40
5.34	34.67	5.47	99.24	5.05	63.57
6.67	45.65	6.78	127.85	6.34	81.66
7.94	56.43	8.04	158.10	7.19	94.87
9.29	68.65	9.70	199.23	8.12	108.36
10.59	79.38	10.62	217.29	8.96	120.35
11.79	88.88	11.96	247.92	10.23	140.99
12.91	98.61	13.29	282.45	11.55	159.55
13.28	101.30	13.71	299.32	12.90	181.96
14.41	113.63	14.59	317.94	13.61	193.18
15.64	124.75	15.96	353.90	14.70	212.77
16.93	138.38	16.97	390.87	15.59	227.52
18.18	150.01	17.45	404.78	16.88	250.15
19.43	164.86	18.49	436.11	18.18	275.07
20.69	178.26	19.87	482.29	19.04	292.23
21.93	194.49	20.49	497.00	20.95	330.41
22.55	200.39	21.38	530.62	22.20	354.35
23.38	210.16	22.47	568.65	23.40	381.54
24.63	226.86	23.87	610.58	24.18	400.99
25.91	244.39	25.09	654.13	25.23	425.62
27.29	263.22	26.14	695.73	26.21	447.17
28.65	282.47	27.80	762.52	27.44	478.55
29.45	295.00	28.48	795.45	28.09	496.68
29.53	295.40	29.36	827.21	29.43	528.61

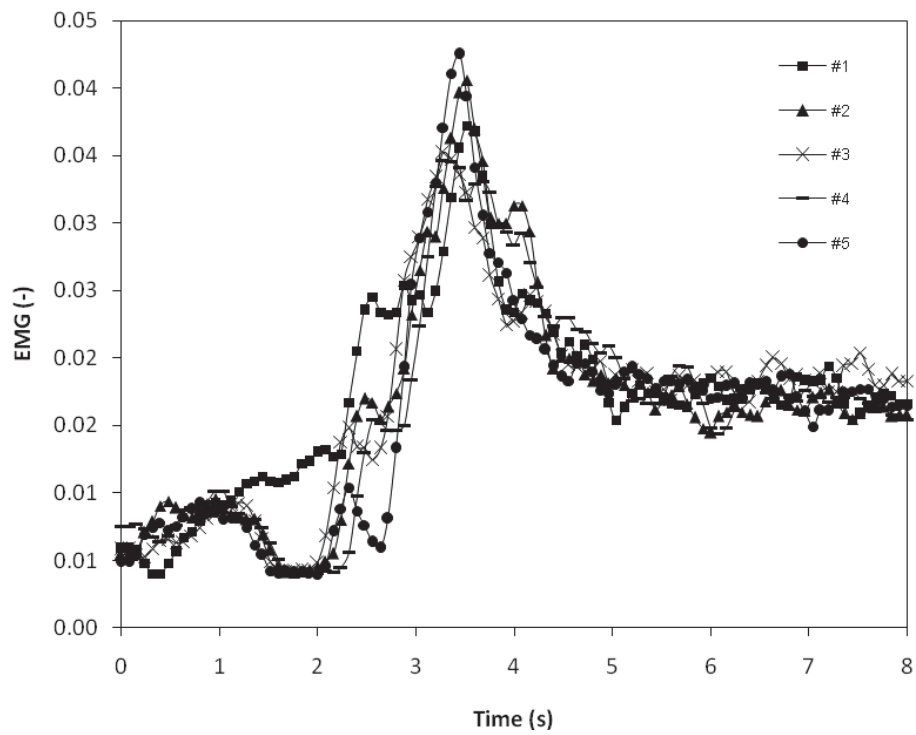
ภาคผนวก ค

การวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อในหัวข้อที่ 4.7.2

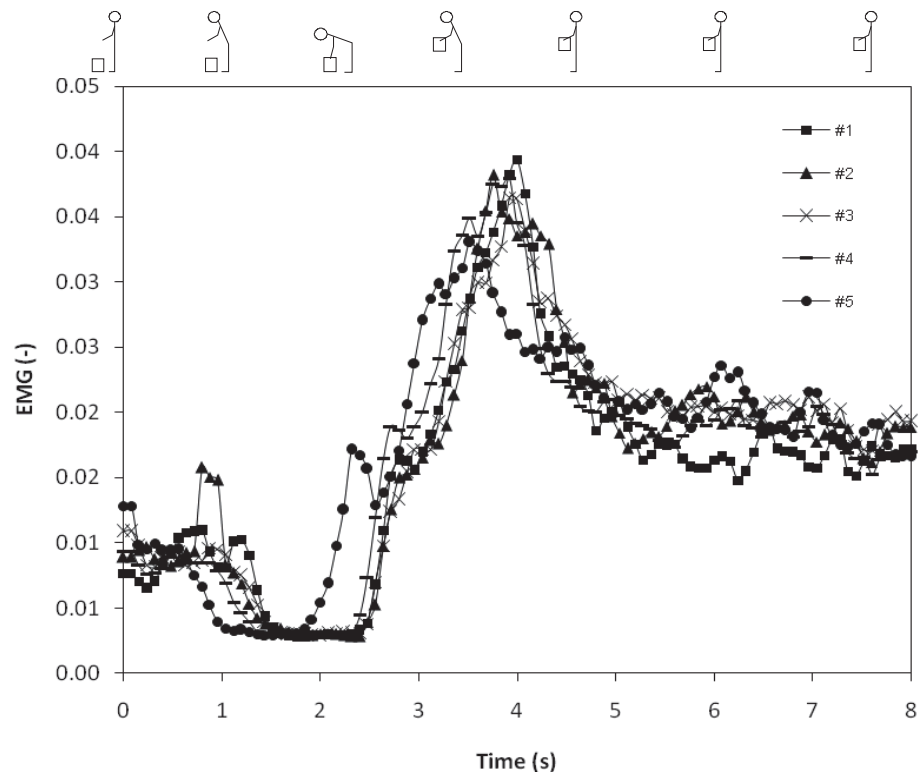
คนที่ 1 No Belt



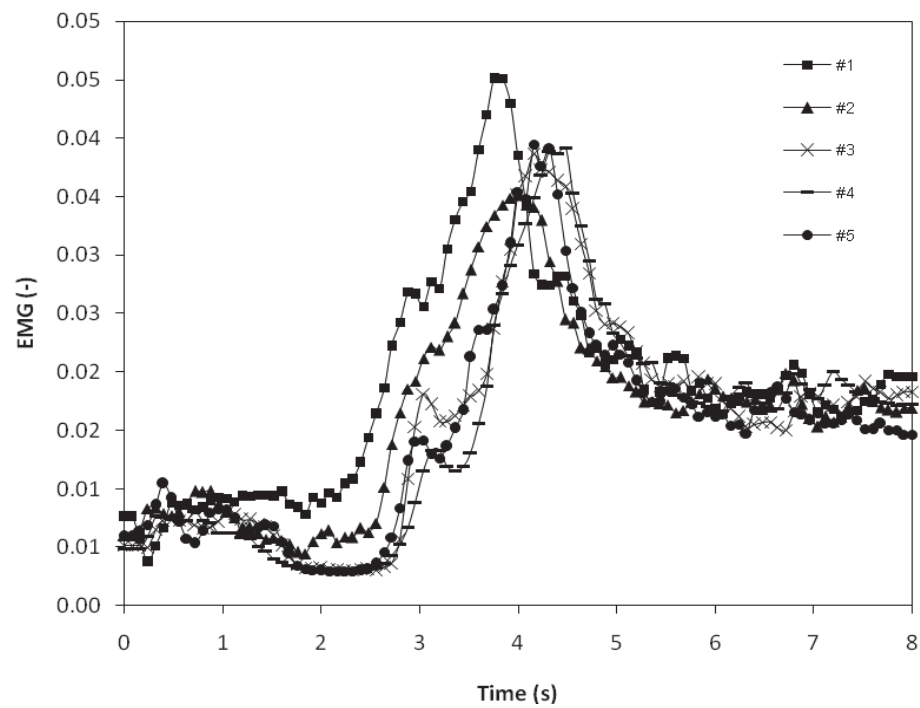
คนที่ 1 S-Hospital Belt



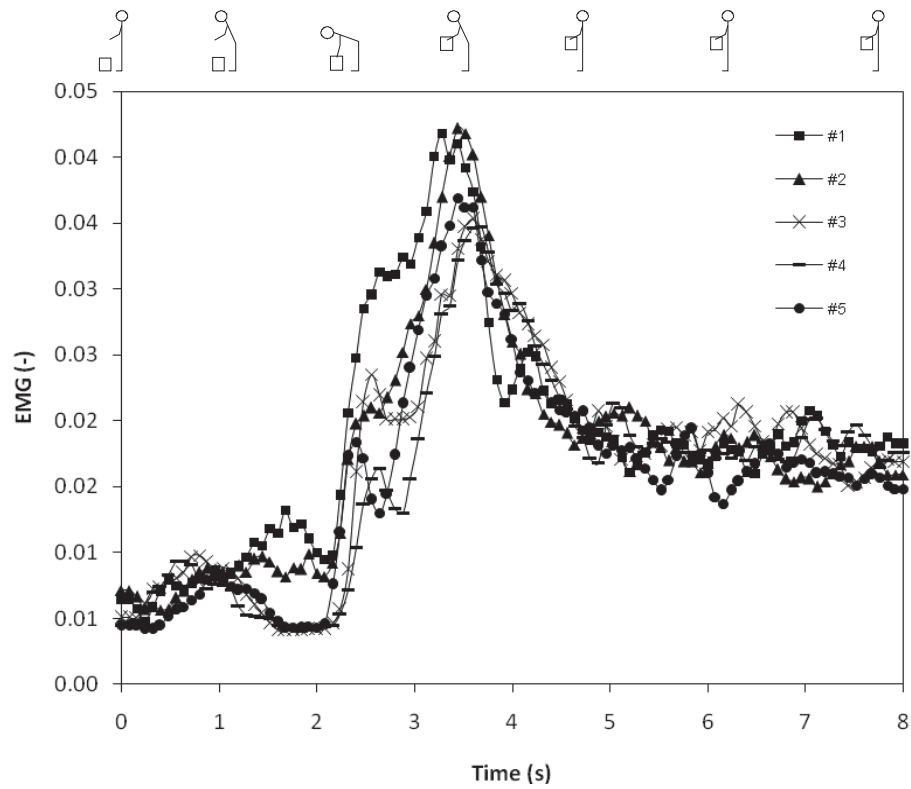
คนที่ 1 RB 7+Aluminum 2 mm Belt



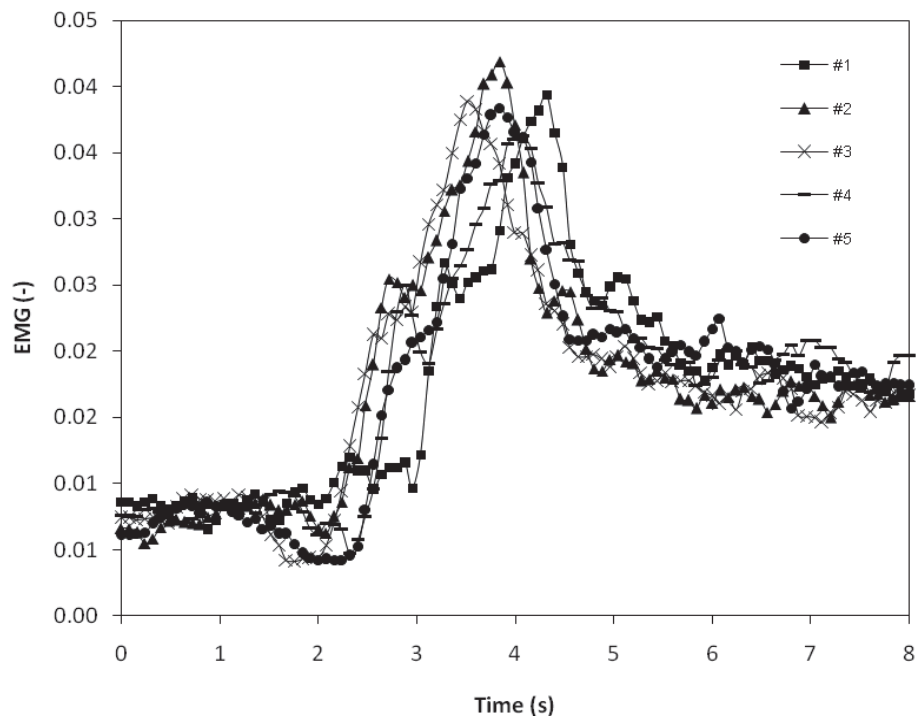
คนที่ 1 RB 7+Aluminum 1.6 mm Belt



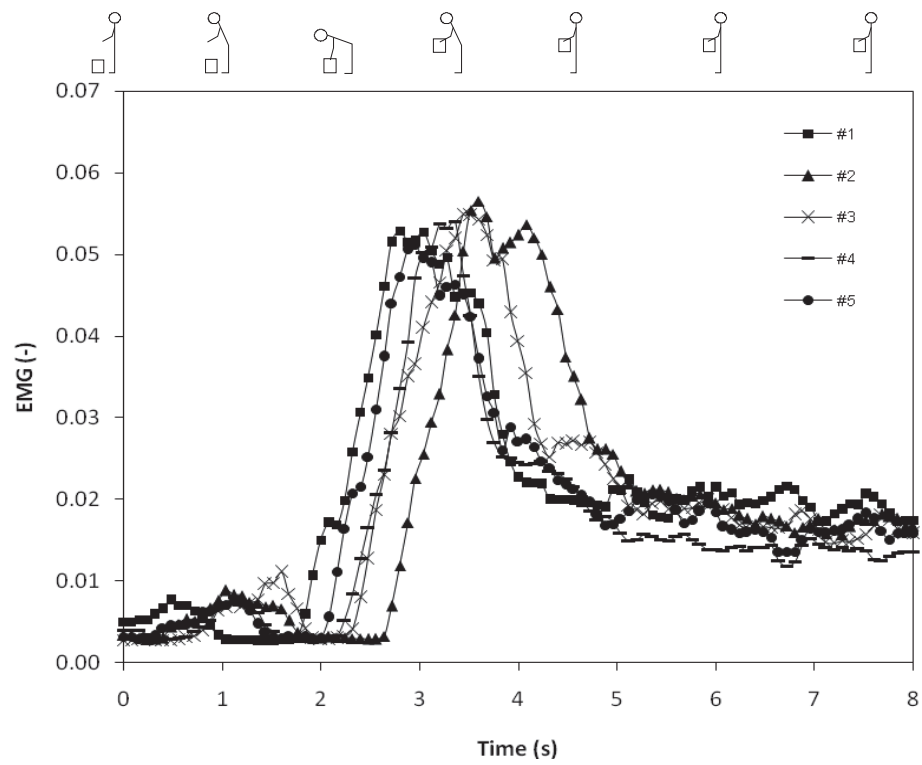
คนที่ 1 RB 6+Aluminum 1.6 mm Belt



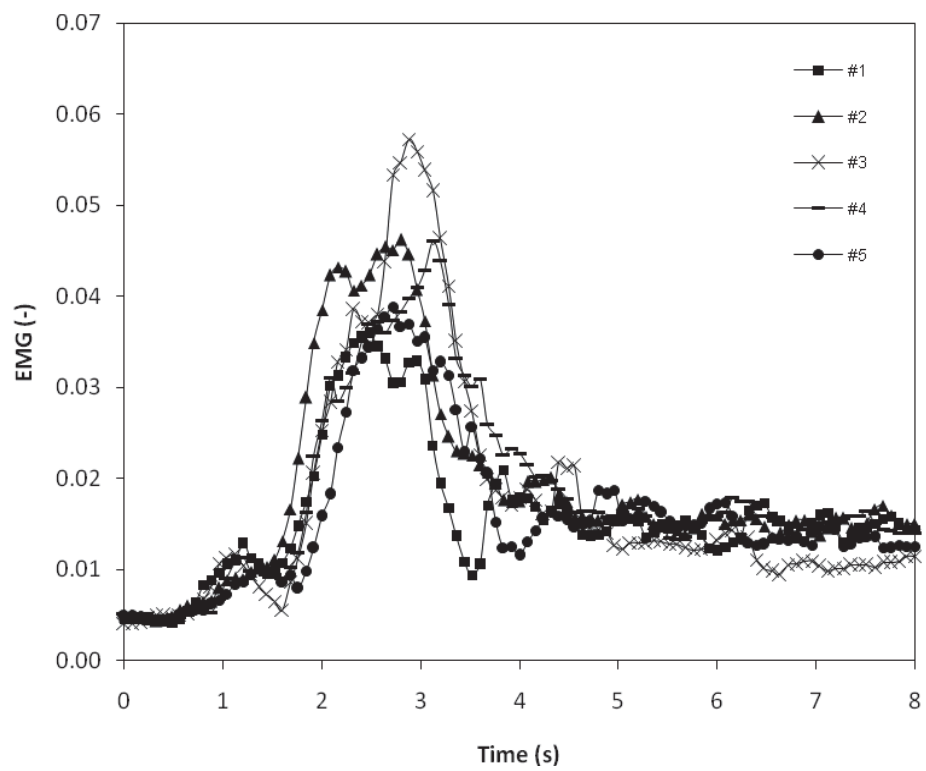
คนที่ 1 Mio P Belt



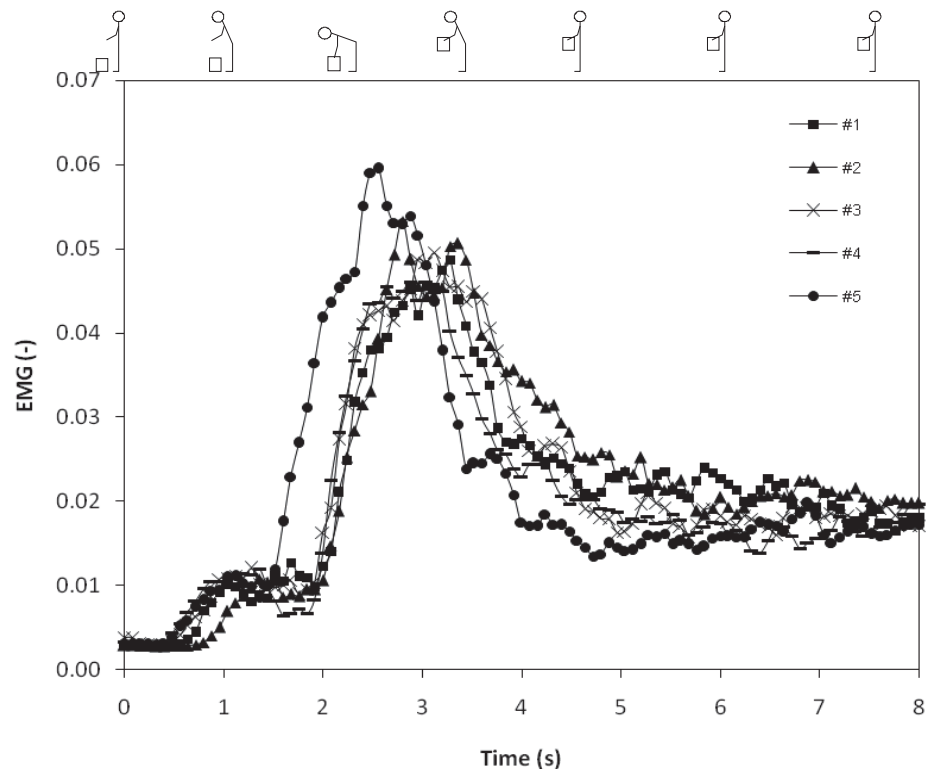
คนที่ 2 No Belt



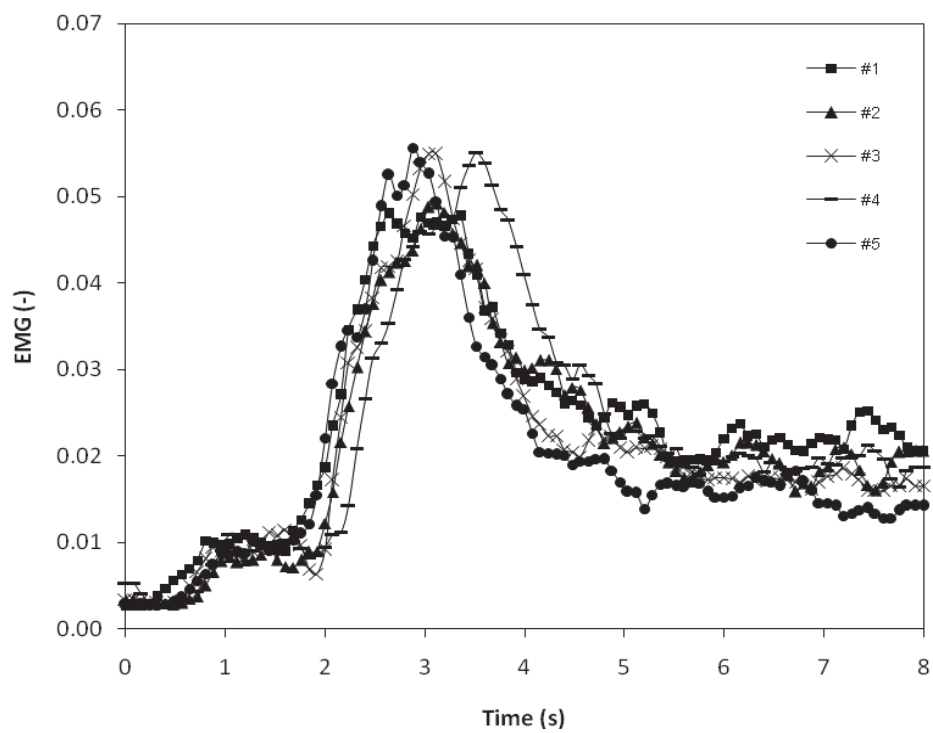
คนที่ 2 S-Hospital Belt



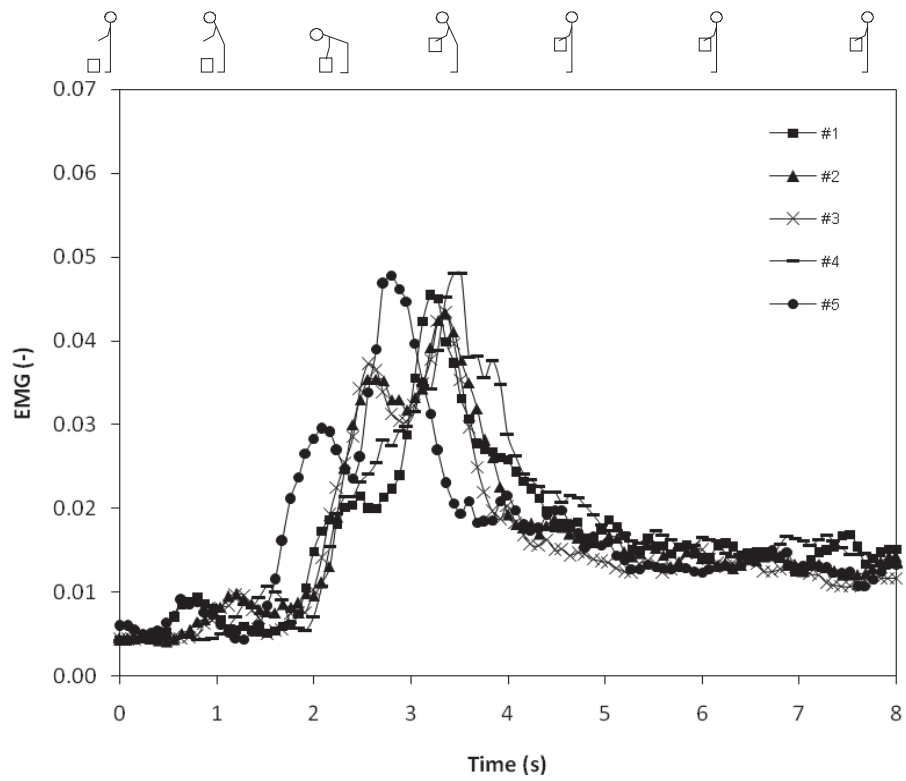
คนที่ 2 RB 7+Aluminum 2 mm Belt



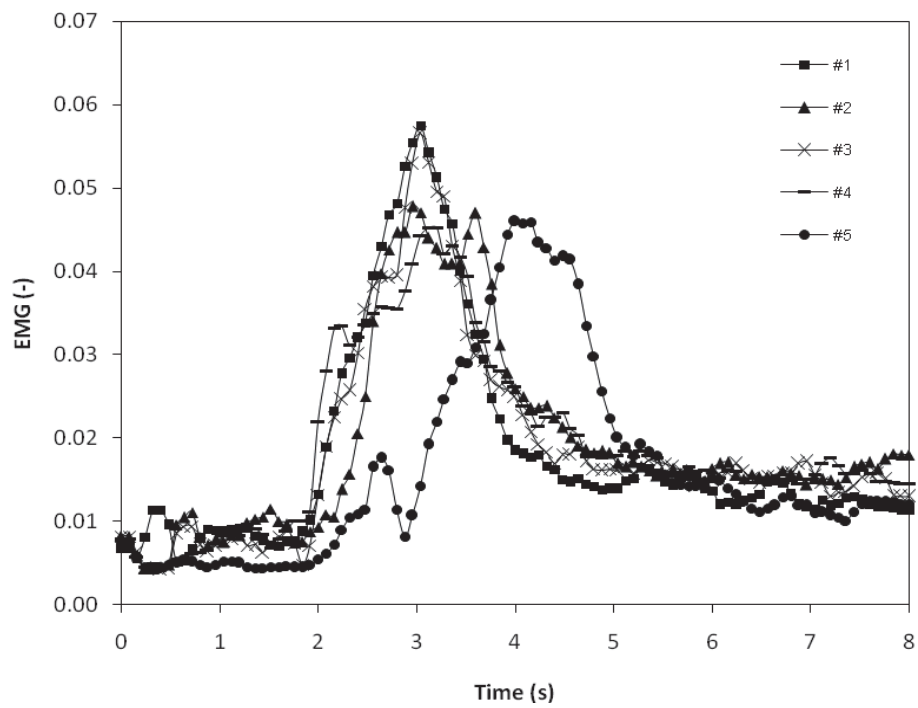
คนที่ 2 RB 7+Aluminum 1.6 mm Belt



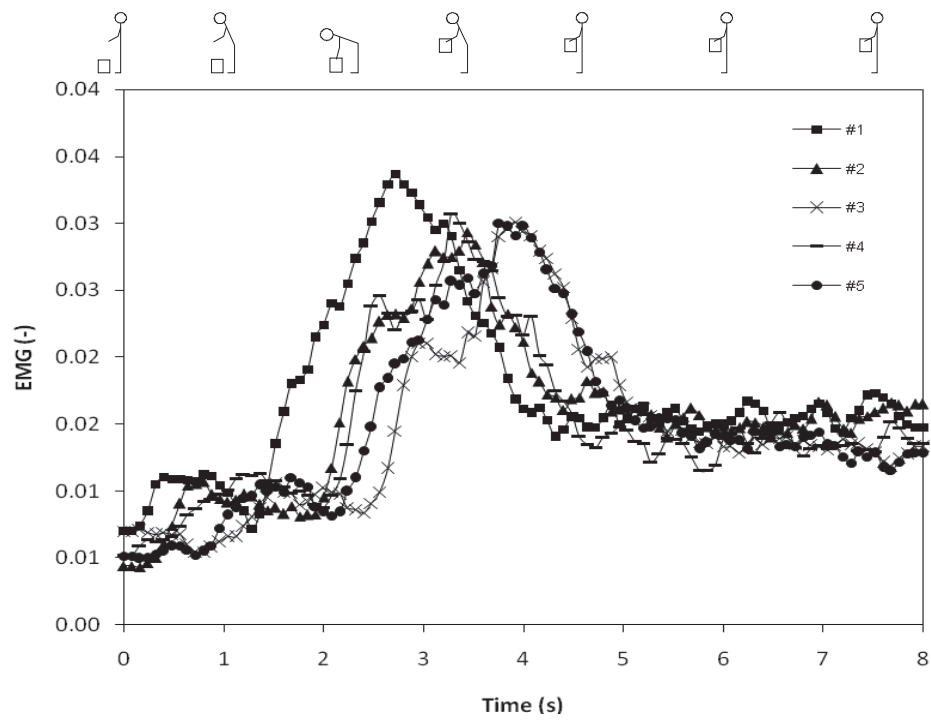
คนที่ 2 RB 6+Aluminum 1.6 mm Belt



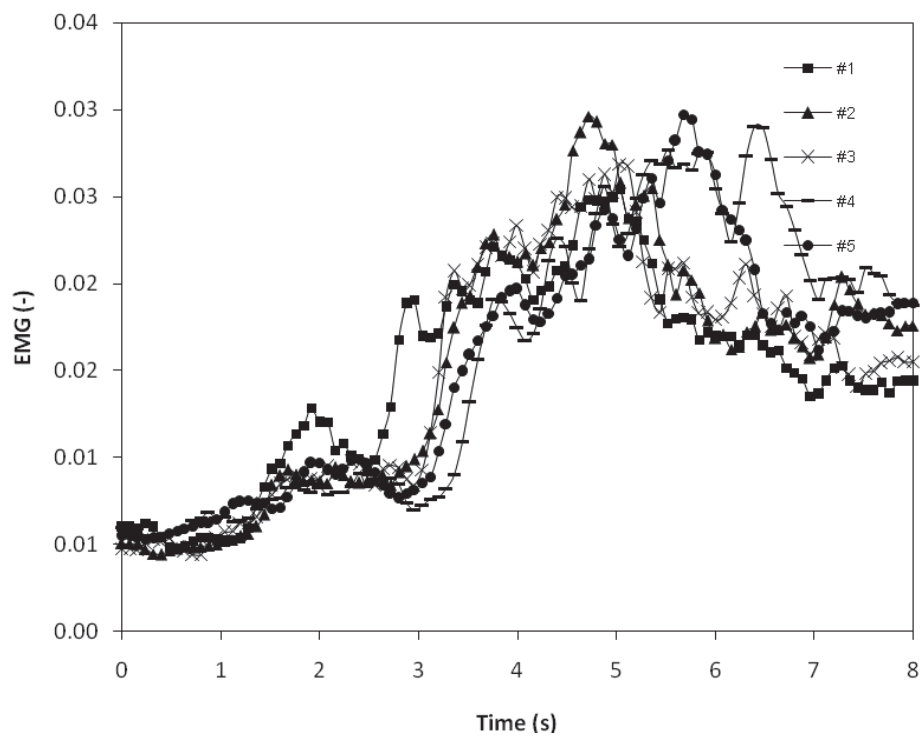
คนที่ 2 Mio P Belt



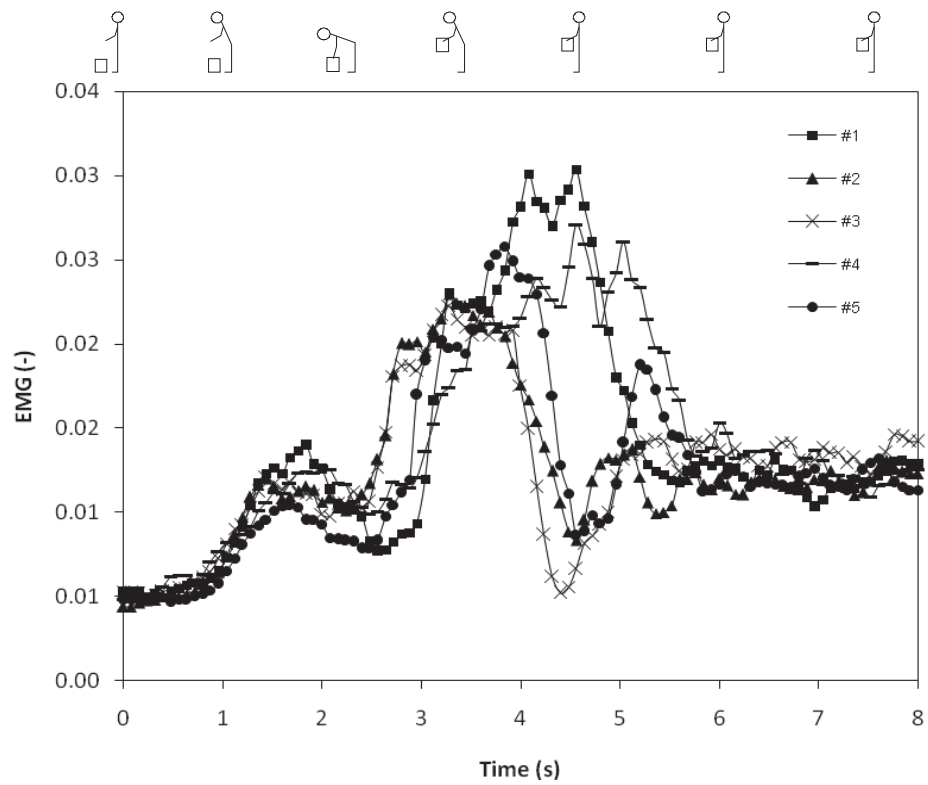
คนที่ 3 No Belt



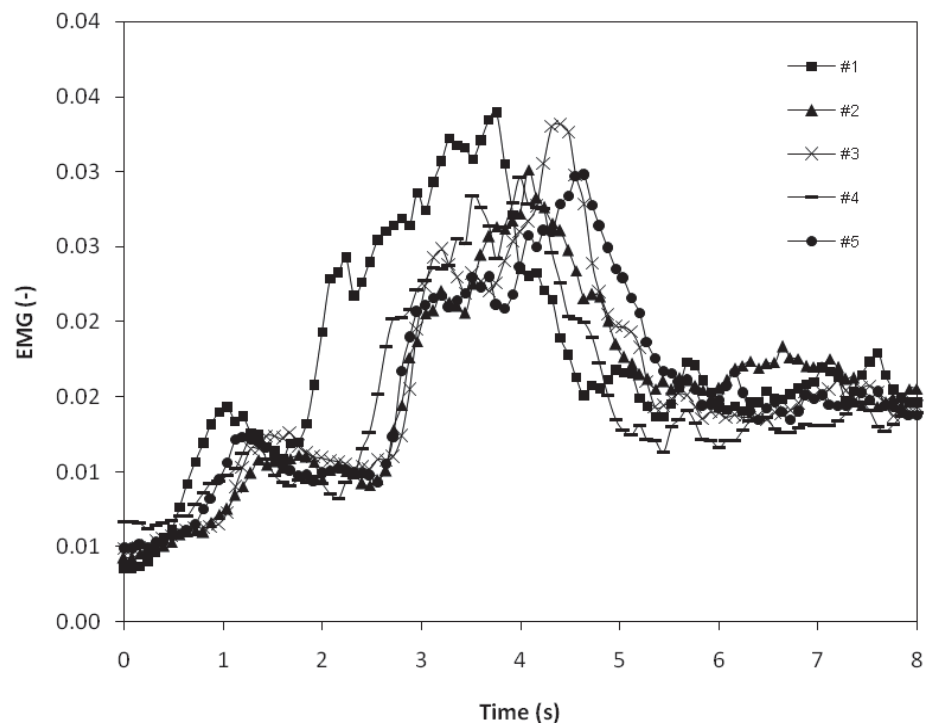
คนที่ 3 S-Hospital Belt



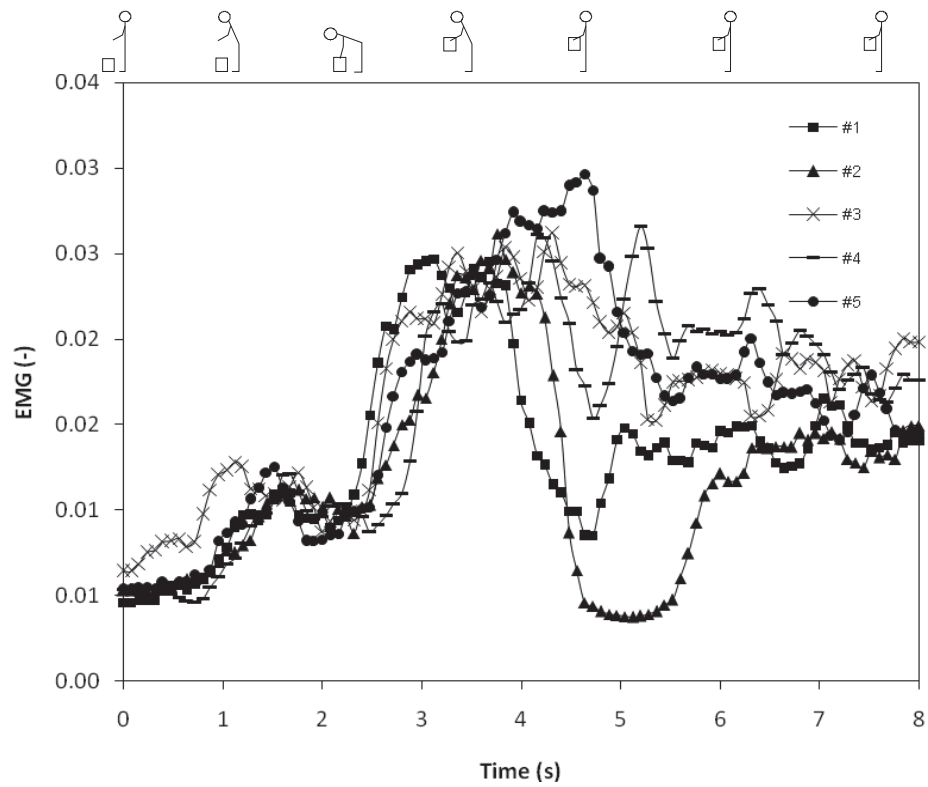
คนที่ 2 RB 7+Aluminum 2 mm Belt



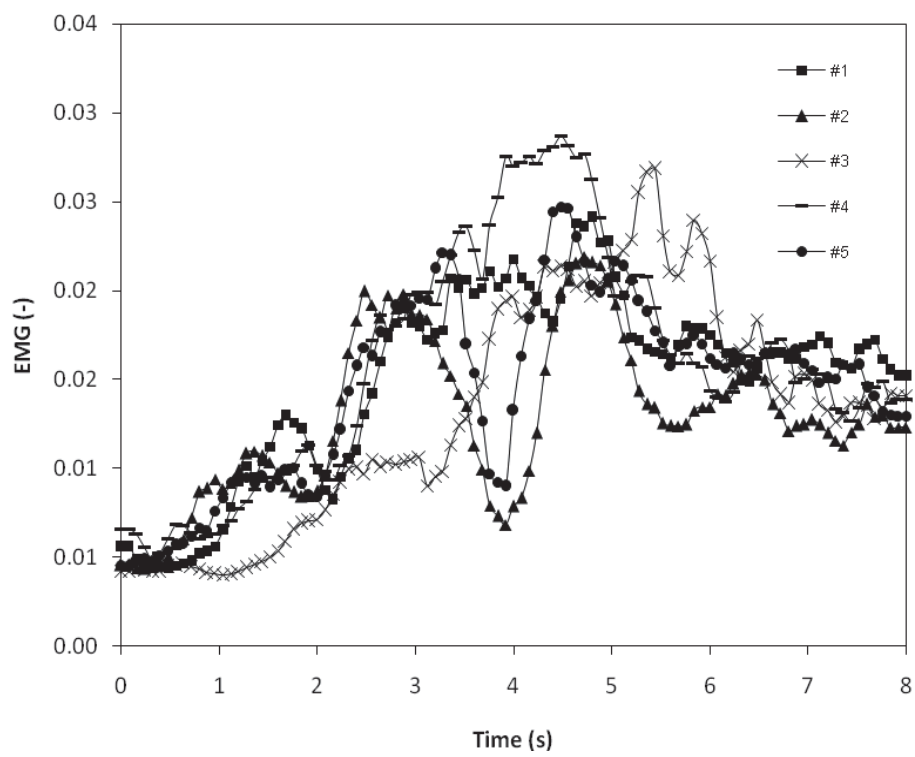
คนที่ 3 RB 7+Aluminum 1.6 mm Belt



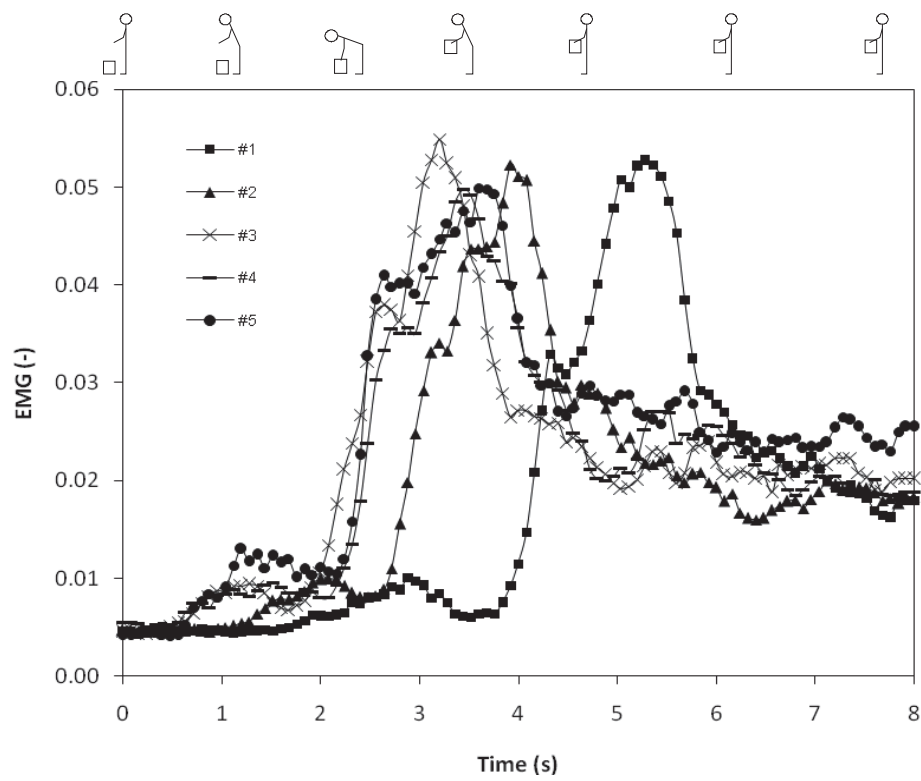
คนที่ 3 RB 6+Aluminum 1.6 mm Belt



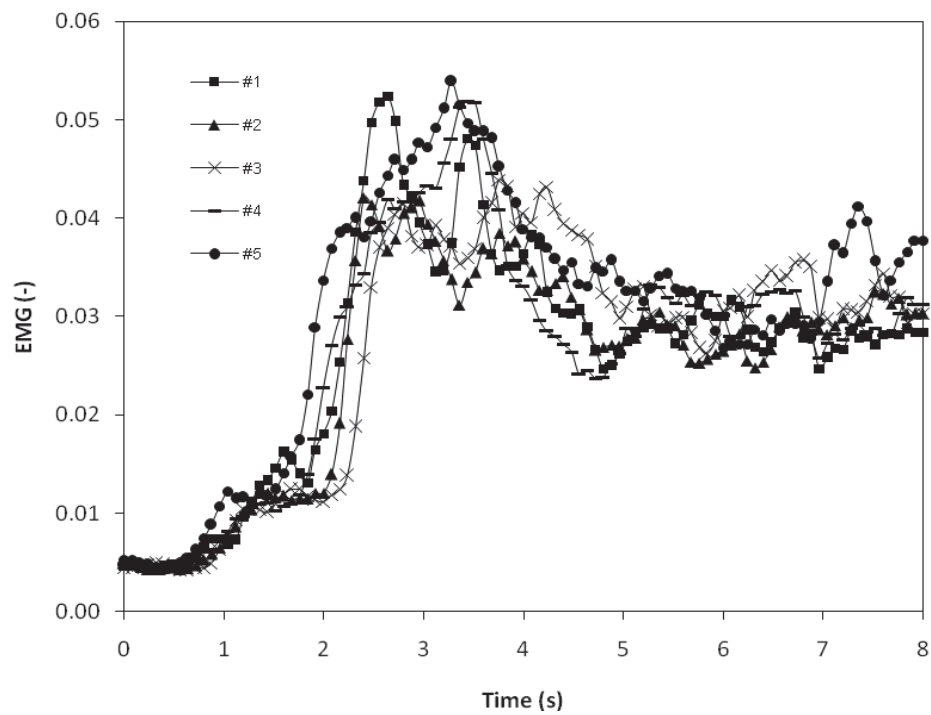
คนที่ 3 Mio P Belt



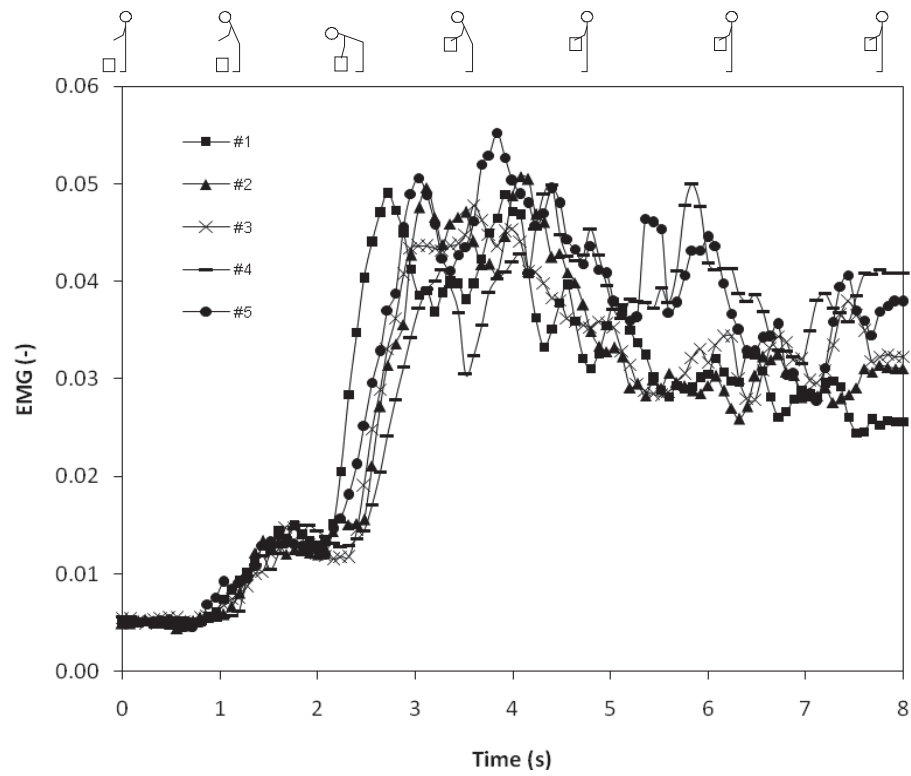
คนที่ 4 No Belt



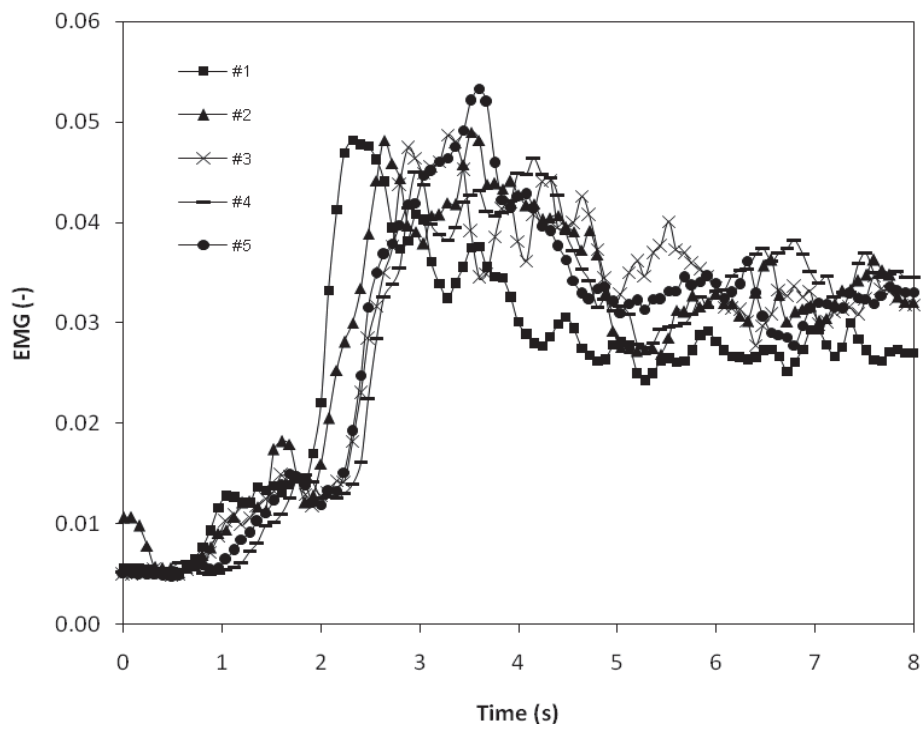
คนที่ 4 S-Hospital Belt



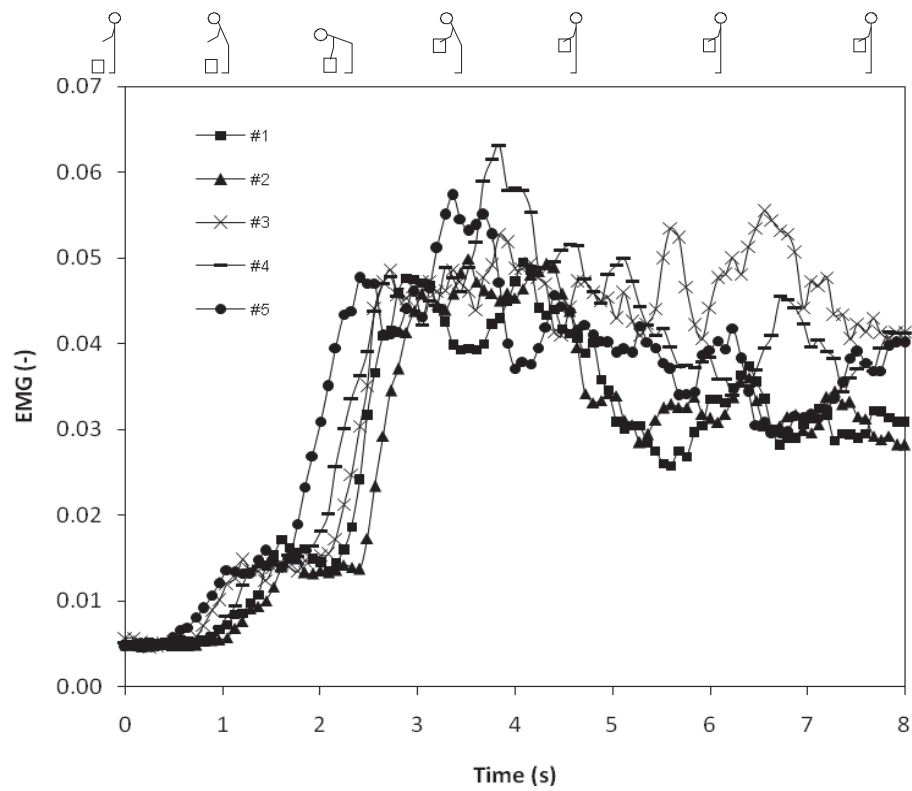
คนที่ 4 RB 7+Aluminum 2 mm Belt



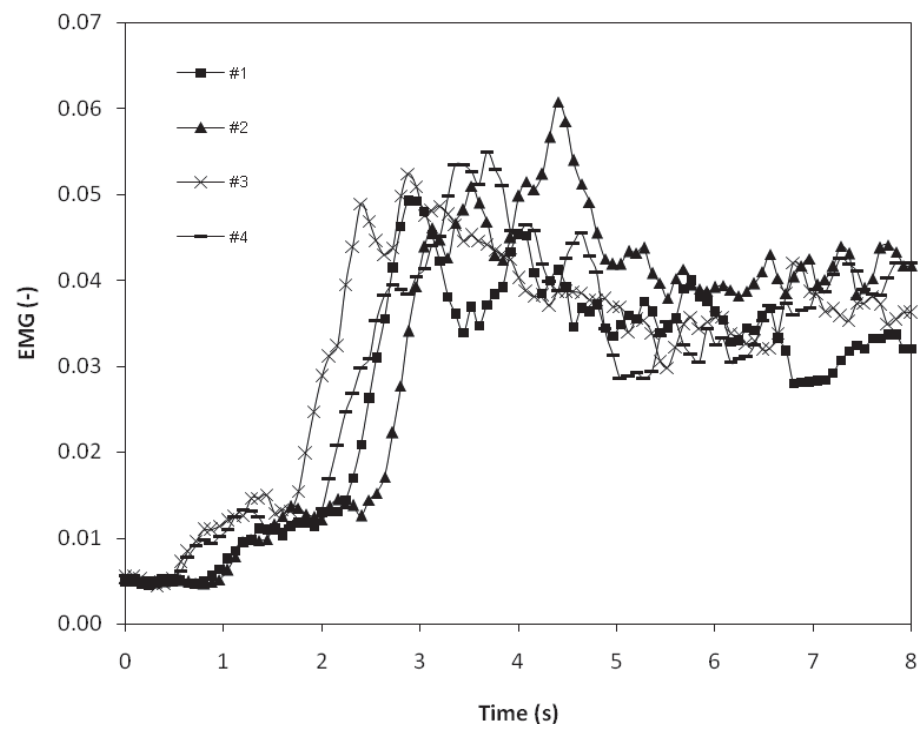
คนที่ 4 RB 6+Aluminum 1.6 mm Belt



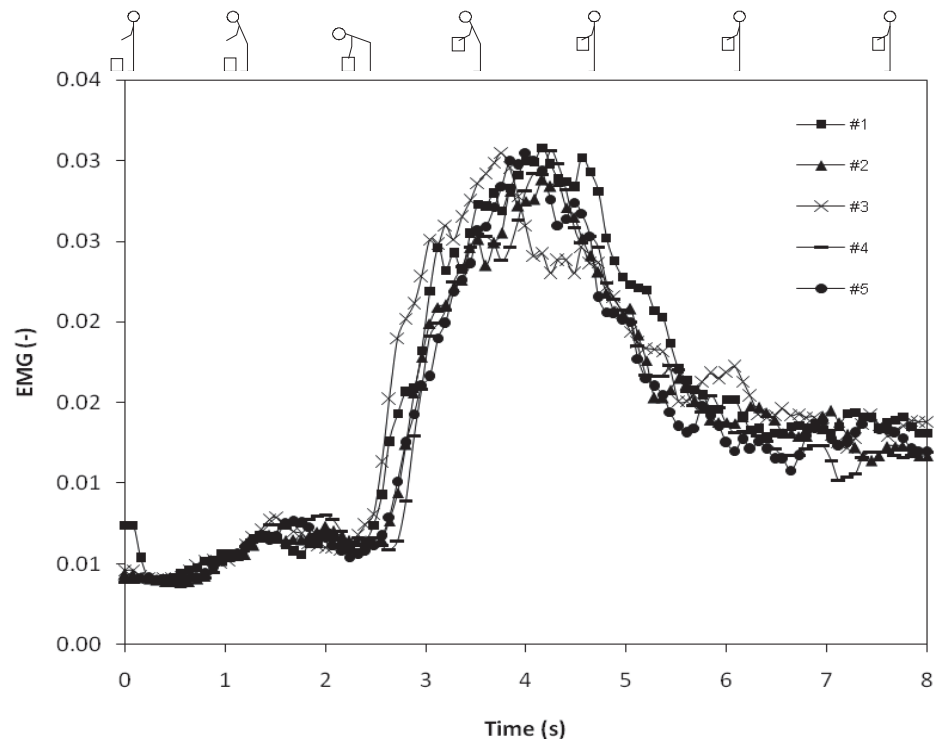
คนที่ 4 RB 6+Aluminum 1.6 mm Belt



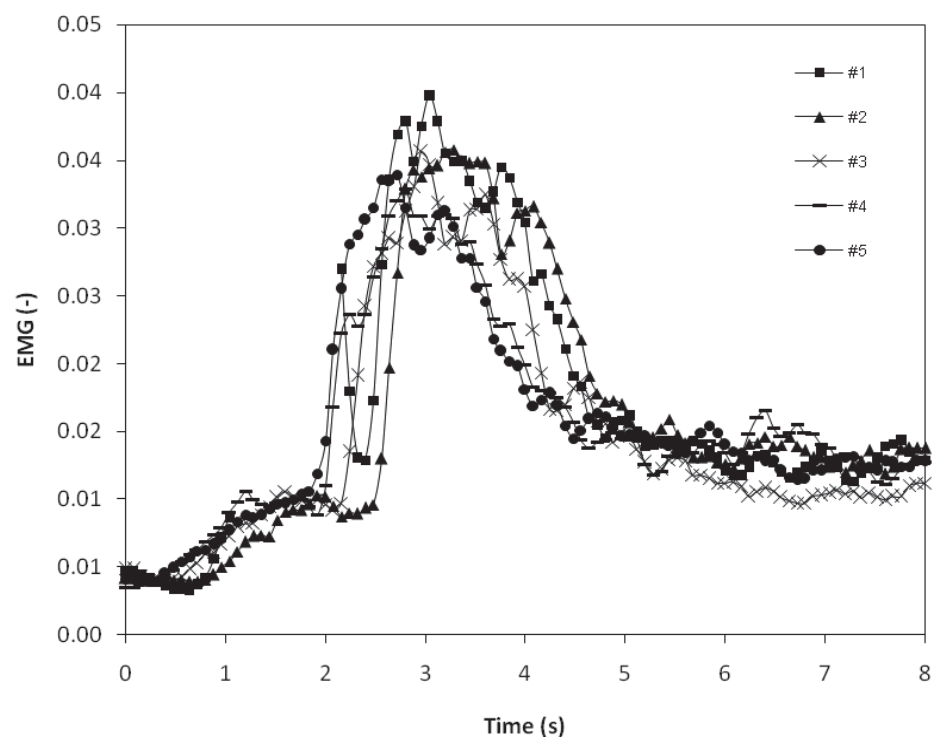
คนที่ 4 Mio P Belt



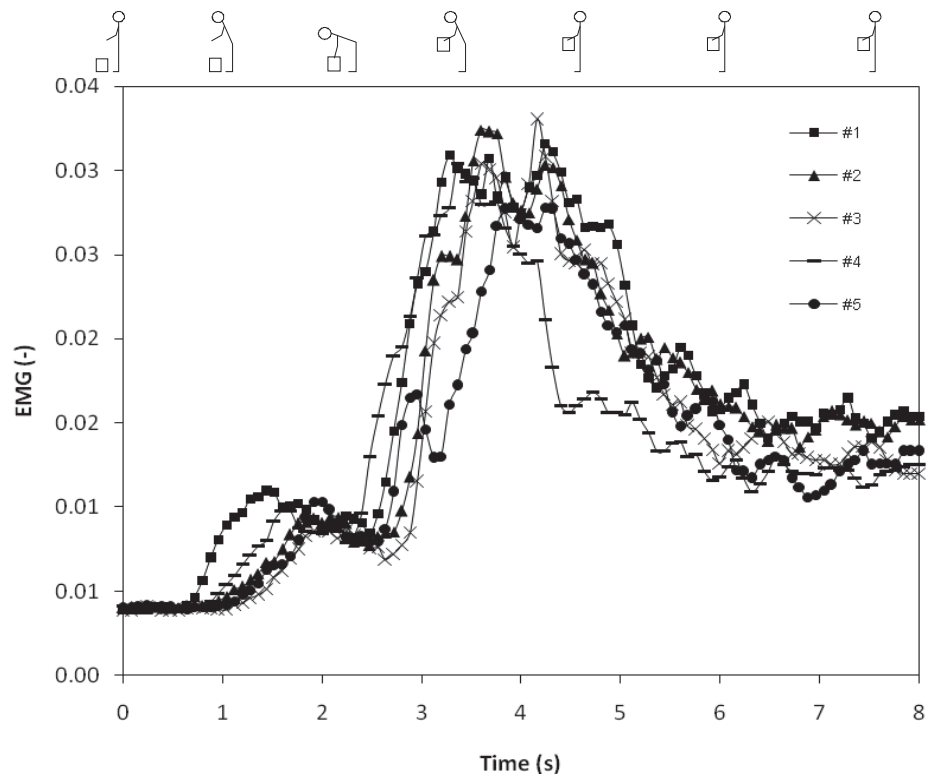
คนที่ 5 No Belt



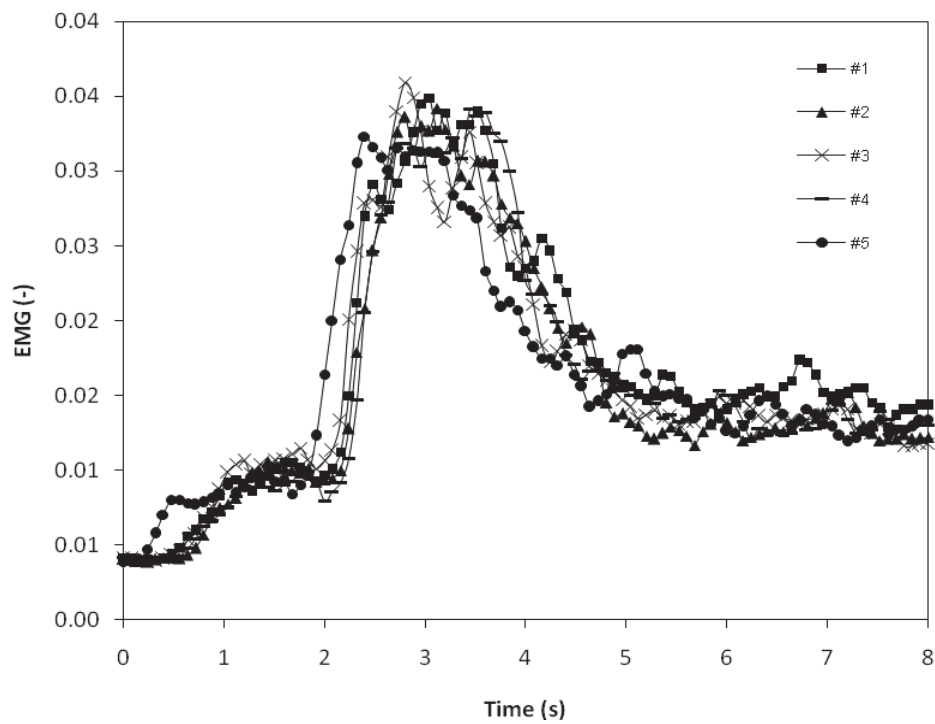
คนที่ 5 S-Hospital Belt



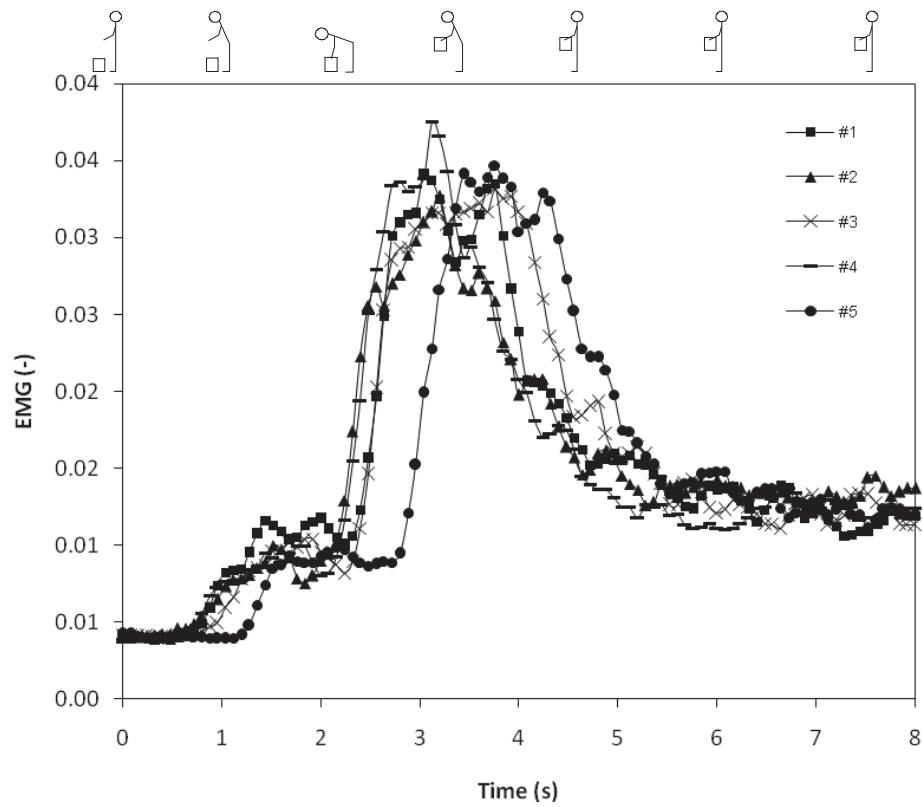
คนที่ 5 RB 7+Aluminum 2 mm Belt



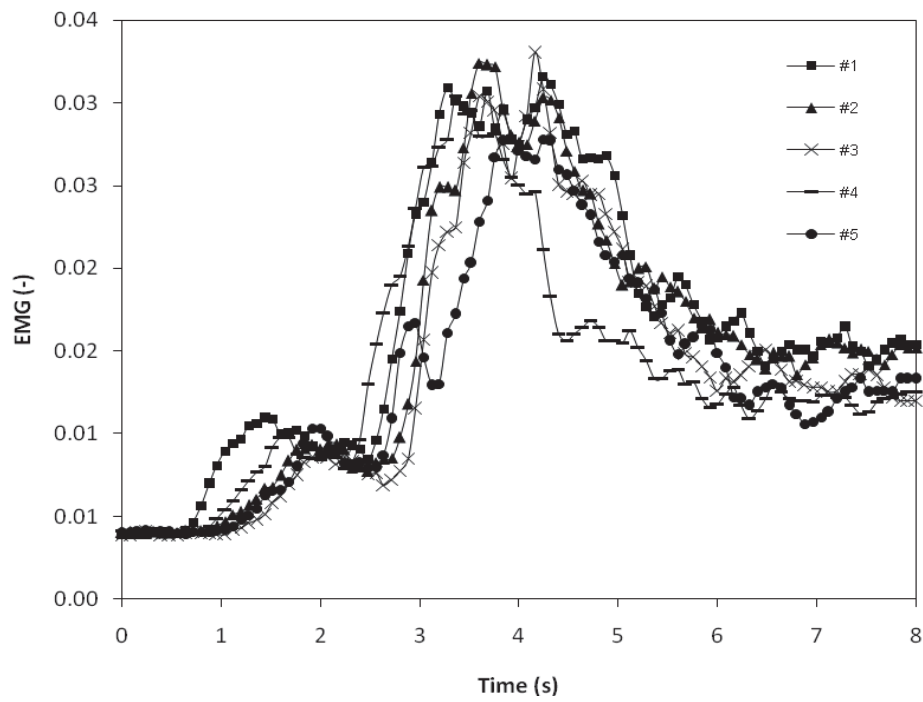
คนที่ 5 RB 7+Aluminum 1.6 mm Belt



คนที่ 5 RB 6+Aluminum 1.6 mm Belt



คนที่ 5 Mio P Belt



ภาคผนวก ง
แบบประเมินการใช้เข็มขัดพยุงหลัง

แบบฟอร์มประเมินการใช้ชีวิตภายหลัง

ตอนที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ทดสอบ

ชื่อ.....อายุ.....ปี น้าหนัก.....ก.ก. ส่วนสูง.....ซม. ค่า BMI.....ตอนที่ 2 ข้อมูลการใช้งานเครื่องมือแพทย์หลัง

ประเภทชีวิตภายหลัง	ระดับความดี	ระดับความพึงพอใจ 1=น้อยที่สุด10=มากที่สุด										ข้อสังเกต จุดเด่นหรือ ความรู้อีก	ข้อเสนอแนะ
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
ไม่ได้ใช้ชีวิตภายหลัง													
S-hospital	น้อย												
	มาก												
RB7+2mm	น้อย												
	มาก												
RB7+1.6mm	น้อย												
	มาก												
RB6+1.6mm	น้อย												
	มาก												
Mio P	น้อย												
	มาก												

ภาคผนวก จ

บทความจากงานประชุมทางวิชาการ



เรื่องเติมการประชุมทางวิชาการ ครั้งที่ ๔๘ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์

เล่มที่ 7 สาขาสถาปัตยกรรมศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์

(Subject: Architecture and Engineering)



พันธเศรษฐกิจชาติ เกษตรศาสตร์สู่วิกฤต พิชิตโลกร้อน

The Roles of Agriculture Science in Fueling Economic Revival, Resolving the Crisis and Battling Global Warming



เรื่องเติมการประชุมทางวิชาการ ครั้งที่ 48 มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์

The Proceeding of 48th Kasetsart University Annual Conference

เล่มที่ 7 สาขาสถาปัตยกรรมศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์

(Subject: Architecture and Engineering)

จัดโดย (Organized by)

มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ (Kasetsart University)

ร่วมกับ (in cooperation with)

สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา (Commission of Higher Education)

กระทรวงศึกษาธิการ (Ministry of Education)

กระทรวงเกษตรและสหกรณ์ (Ministry of Agriculture and Cooperatives)

กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี (Ministry of Science and Technology)

กระทรวงทรัพยากรธรรมชาติและสิ่งแวดล้อม

(Ministry of Natural Resource and Environment)

กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร

(Ministry of Information and Communication Technology)

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ (National Research Council of Thailand)

และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (The Thailand Research Fund)

3 - 5 กุมภาพันธ์ 2553 (3 - 5 February 2010)

ISBN 978-616-7262-34-5

สารบัญ

สาขาสถาปัตยกรรมศาสตร์และวิศวกรรมศาสตร์ (Subject: Architecture and Engineering)

ภาคบรรยาย (Oral Presentation)

1.	สถ.วศ.4/O13	การประเมินผลลัพธ์ในการส่งน้ำของระบบคลองอัตโนมัติ.....1
		Output performance Assessment of Canal Automation System
		โดย อรินทร์ ไสตรโยม วราวุธ วุฒิวิเศษ และวิชญ์ ศรีวงษา
2.	สถ.วศ.5/O19	ผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อการประเมินทางชีวกลศาสตร์ของภาระกล้ามเนื้อ Erector Spinae และหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ขณะยกของ ดึงและดัน.....10
		The Effects of Back Support Belt on Biomechanical Assessments of Erector Spinae and L5/S1-Intervertebral Loads during Lifting, Pulling, and Pushing
		โดย สันติชัย เย็นทั่ว สุภานันต์ศักดิ์ เทพญา และวิชัย อึ้งพินิจพงศ์
3.	สถ.วศ.6/O22	การเพิ่มการถ่ายเทความร้อนในท่อสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยใช้ครีบริบตัวยู.....20
		Heat Transfer Enhancement in a Square Duct with U-Shaped Ribs
		โดย ไพฑูรย์ สุขเดียม และพงษ์เจต พรหมวงศ์
4.	สถ.วศ.12/O54	การสังเคราะห์ตัวควบคุมแบบ PI, PD และ PID โหมดกระแสโดยใช้ CC-CCTA..... 28
		A Synthesis of Current-Mode PI, PD and PID Controllers Employing CC-CCTAs
		โดย สมชาย ศรีสกุลเดี่ยว และมนตรี ศิริปรัชญานันท์
5.	สถ.วศ.14/O56	วงจรหาค่าเฉลี่ยกำลังสองของสัญญาณที่ทำงานในโหมดกระแสโดยใช้ CCTA..... 36
		A Current-Mode R.M.S-to-DC Converter Using CCTAs
		โดย มนตรี ศิริปรัชญานันท์ และภมร ศิลาพันธ์
6.	สถ.วศ.15/O59	การศึกษาเชิงทดลองพฤติกรรมการจุดติดไฟแบบ Piloted ของผลิตภัณฑ์จากไม้.....44
		An Experimental Study of Piloted Ignition of Wood Products
		โดย ศิริเวทย์ จรัสปริดาลาภ และณัฐศักดิ์ บุญมี

ผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อการประเมินทางชีวกลศาสตร์ของภาระกล้ามเนื้อ erector spinae และ หมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ขณะยกของ ดึงและดัน

The effects of back support belt on biomechanical assessments of erector spinae
and L5/S1-intervertebral loads during lifting, pulling, and pushing.

สันติชัย เย็นทั่ว¹, ฐานันดรศักดิ์ เทพญา¹ และวิชัย อึ้งพินิจพงศ์²

Santichai Yentour¹, Thanansak Theppaya¹ and Wichai Eungpinichpong²

บทคัดย่อ

ผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อแรงในกล้ามเนื้อ erector spinae และแรงที่เกิดขึ้นบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ศึกษาโดยการประเมินทางชีวกลศาสตร์ขณะทำงาน 3 ลักษณะคือ การยก การดันและการดึง ของชาย 3 คน มีดัชนีมวลกาย(BMI) ระหว่าง 20-23 เข็มขัดพยุงหลังที่ใช้มีแถบเหล็กทรงรับ 2 แถบ ถูกติดด้วยเกจวัดความเครียด เพื่อใช้คำนวณหาโมเมนต์ดัดที่เกิดขึ้น ในการทดลองมีการปรับระดับความตึงของการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง 2 ระดับ ระดับที่ 1 เท่ากับ 31 N และระดับที่ 2 เท่ากับ 47 N ผลการประเมินทางชีวกลศาสตร์แสดงให้เห็นว่า การสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังความตึงระดับ 1 แล้วเคลื่อนไหวในท่ายกขณะที่ไม่มีน้ำหนัก ช่วยลดแรงที่เกิดขึ้นกับกล้ามเนื้อ erector spinae ได้ประมาณ 14% โดยลดแรงกดและแรงเฉือนบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ได้ 8.5% และ 13.5% ตามลำดับ ส่วนการยกน้ำหนัก 20 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 ช่วยลดแรงเฉือนบน L5/S1 ได้มากกว่าการลดแรงกดและการลดแรงในกล้ามเนื้อ erector spinae ส่วนการเคลื่อนไหวท่าดึงและท่าดัน พบว่าเข็มขัดพยุงหลังไม่ได้ช่วยลดแรงที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 และกล้ามเนื้อ erector spinae ทั้งที่ระดับความตึงของเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 และระดับ 2

ABSTRACT

The effects of wearing a back support belt on the erector spinae load and the L5/S1 intervertebral disc load using biomechanical assessments through three activities Including lifting, pulling and pushing. These three activities were tasks performed by three men, subjects whose Body Mass Index (BMI) ranges from 20 to 23. A back support reinforced with two s-curve steel bars, attached with four strain gages on each bar for measuring strains on bending moment was applied to the subjects' low back. For each experimental task, the circumferential tension or tightness of back support belt has considered by two levels where the first level is 31 N as BS1 and second level is 47 N as BS2. The biomechanical assessment results showed that wearing a back support at tightness level BS1 without lifting load reduced about 14% of erector spinae force, and reduced by 8.5% and 13.5% of compression and shearing load on L5/S1 spinal disc, respectively. With a 20 kg of lifting load, BS1 was more effective in shear force reduction on L5/S1 than BS2 in the erector spinae force and compression load on L5/S1. For pulling and pushing tasks, the back support belt has no effect on decreasing of L5/S1 and erector spinae loads for both BS1 and BS2 levels.

Key Words : back support, biomechanics, L5/S1, erector spinae

S. Yentour : yantouv@hotmail.com

¹ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University.

²ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

Department of Physical Therapy, Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University.

คำนำ

การปวดหลังที่เกิดขึ้นกับบุคคลอาจเกิดจากการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 และกล้ามเนื้อหลัง Erector spinae เนื่องจากทำงานหนักหรือรับภาระเกินขีดจำกัดของอวัยวะดังกล่าวจะรับได้ เข็มขัดพยุงหลังเป็นอุปกรณ์การแพทย์ชนิดหนึ่งที่มีผู้ป่วยเกี่ยวกับกระดูกสันหลังหรือกล้ามเนื้อหลังใช้ เพื่อจำกัดการเคลื่อนไหวของหลังส่วนล่าง และลดภาระที่จะเกิดขึ้นกับกระดูกสันหลัง Woldstad and Sherman (1998) ได้ศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อท่าทางและแรงกดต่อกระดูกสันหลังขณะยกของ พบว่าเข็มขัดพยุงหลังช่วยลดมุมในการบิดลำตัวได้ประมาณ 4° แต่จะไม่มีผลต่อการลดหรือเพิ่มความแข็งแรงหรือความสามารถในการยกของ ขณะที่ช่วยลดแรงกดที่เกิดขึ้นกับกระดูกสันหลังได้อย่างมีนัยสำคัญ Jorgensen and Marras (2000) ศึกษาผลของความตึงในการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังต่อการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณลำตัว พบว่า ระดับความตึงของการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังไม่มีผลต่อภาระการทำงานของกล้ามเนื้อบริเวณลำตัว เข็มขัดพยุงหลังที่จำหน่ายโดยทั่วไปจะมีอยู่หลายแบบ วัสดุรองรับเป็นแถบในเข็มขัดพยุงหลังมีทั้งที่ทำจากโลหะและพลาสติก ซึ่งแต่ละแบบจะให้ผลในการลดแรงที่เกิดขึ้นบนกล้ามเนื้อหลังและกระดูกสันหลังต่างกัน ในที่นี้จะศึกษาถึงผลของแถบรองรับที่ทำจากเหล็ก โดยศึกษาผลของแรงที่ลดลงได้ โดยใช้เกจวัดความเครียด (Strain gage) วัดค่าความเครียดที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กในขณะที่ยืนท่าเคลื่อนไหวในท่ายกของ ดึงและดัน แล้วนำผลที่ได้มาวิเคราะห์ตามหลักชีวกลศาสตร์ เพื่อดูผลของแถบรองรับดังกล่าวที่มีต่อแรงที่กระทำในกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง (erector spinae muscles) แรงกด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1

อุปกรณ์และวิธีการ

1. เครื่องมือและกลุ่มตัวอย่าง

การศึกษาค้นคว้าของเข็มขัดพยุงหลังต่อแรงกระทำบนกล้ามเนื้อ Erector Spinae (ESM) และหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 (L5/S1 Disc) นี้ใช้กลุ่มตัวอย่างเป็นชาย 3 คน มีน้ำหนักและสัดส่วนร่างกายเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ดังตารางที่ 1 นอกจากนี้ยังได้วัดระยะจากข้อต่อถึงข้อต่อของร่างกายส่วนต่างๆ ของบุคคลทั้ง 3 เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ ในส่วนของผลการวิเคราะห์แรง

ด้วยวิธีชีวกลศาสตร์ที่ได้เป็นผลเฉลี่ยจากบุคคลทั้ง 3 และ ตารางที่ 1 ข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการศึกษา

ท่าทางการเคลื่อนไหวในการศึกษานี้มี 3 ท่าทาง ดังแสดงในรูปที่ 1 ทำการทดลองเคลื่อนไหวในท่าต่างๆ ทั้งในกรณีที่

ไม่สวมใส่เข็มขัดพยุงหลังและสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง โดยปรับความตึงบนเข็มขัด 31 N ให้เป็นระดับที่ 1 (s1 or BS1) และปรับความตึงบนเข็มขัด 47 N ให้เป็นระดับที่ 2 (s2 or BS2) น้ำหนักที่ใช้ขึ้นอยู่กับท่าการเคลื่อนไหว สำหรับท่า Lift ใช้น้ำหนัก 0 10 และ 20 kg ตามลำดับ ท่า

No.	age (years)	weight (kg)	height (m)	Body Mass Index (BMI)
1	23	65	175	21.22
2	22	70	174	23.12
3	21	60	173	20.05
S.D.	0.82	4.08	0.82	1.27

Pull และ Push ใช้น้ำหนัก 0 และ 5 ก.ก. ตามลำดับ เข็มขัดพยุงหลังที่ใช้ในการศึกษาเป็นชนิดที่มีแถบเหล็กรองรับ ถูกตัดเป็นรูปตัว S ตามส่วนโค้งของหลัง และเป็นชนิดที่ไม่มีสายคล้องไหล่ ยี่ห้อ MIO TECH รุ่น LS SUPPORT size M แถบเหล็กรองรับมีความหนา 1.2 mm กว้าง 15 mm และยาว 23 mm นำมาติดเกจวัดความเครียด (Strain Gage) ยี่ห้อ KYOWA STRAIN GAGES แบบ KFG-5-120-C1-23 ค่า Gage Factor เท่ากับ $2.12 \pm 1\%$ มี Gage

Length 5 mm ค่า Gage resistance เท่ากับ $119.8 \pm 0.2\% \Omega$ ต้องวงจรแบบ Half Bridge สำหรับวัดความเครียดที่เกิดขึ้นจากโมเมนต์ดัดบนแถบเหล็ก สัญญาณไฟฟ้าที่ได้จากเกจวัดความเครียดจะถูกขยาย 20 เท่าแล้วบันทึก

ท่า Lift



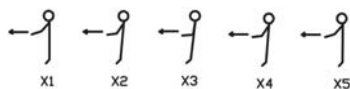
- X1 คือ ยืนตัวตรงไม่ยกน้ำหนัก
X2 คือ เริ่มย่อเข่าและโน้มตัวลง
X3 คือ เริ่มจับกล่องน้ำหนัก (ยังไม่ออกแรงยก)
X4 คือ เริ่มยกกล่องน้ำหนักขึ้นจากพื้น
X5 คือ ยกกล่องขึ้นจากพื้น
X6 คือ ยืนตรงและถือกล่องน้ำหนักค้างไว้

ท่า Push



- X1 คือ ยืนตรง แขนท่อนบนชิดลำตัว เริ่มออกแรงดันน้ำหนักไปข้างหน้า
X2 คือ เป็นจังหวะค่อยๆ ยื่นแขนออกแรงดันน้ำหนักไปข้างหน้า
X3 คือ เป็นจังหวะยื่นแขนไปจนสุด พร้อมออกแรงดันน้ำหนักไปข้างหน้า
X4 คือ เป็นจังหวะผ่อนกลับ ค่อยๆ งอแขน ผ่อนแรงจากน้ำหนัก
X5 คือ ยืนตรงผ่อนแรงดึงน้ำหนัก แขนท่อนบนชิดลำตัว

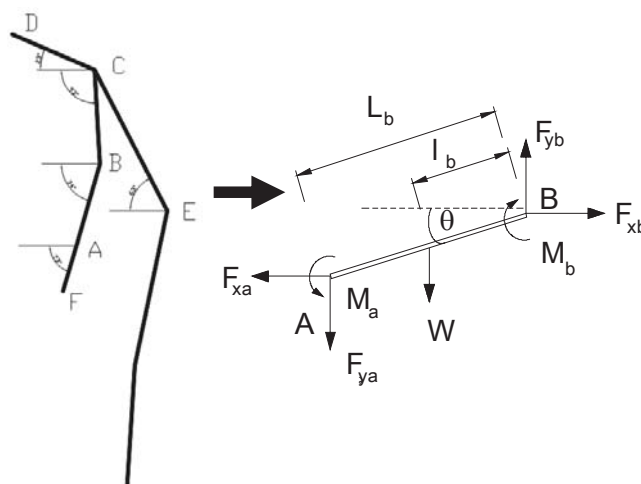
ท่า Pull



- X1 คือ ยืนตรง ยื่นแขนไปข้างหน้า เริ่มออกแรงดึงน้ำหนักเข้าหาตัว
X2 คือ จังหวะค่อยๆ งอแขน ดึงน้ำหนักเข้าหาตัว
X3 คือ จังหวะที่แขนท่อนบนชิดลำตัว ดึงน้ำหนักเข้าหาตัว
X4 คือ จังหวะผ่อนแรงดึงน้ำหนัก ยื่นแขนไปข้างหน้า
X5 คือ ยืนตรงผ่อนแรงดึงน้ำหนัก แขนยื่นไปข้างหน้าจนสุด

(ท่า Push และ Pull เป็นการออกแรงกับเชือกที่ผูกติดกับน้ำหนัก)

รูปที่ 1 แสดงท่าการเคลื่อนไหวในการศึกษา



- A คือ จุดหมุนของแขนท่อนล่างที่เชื่อมต่อกับข้อมือ
B คือ จุดหมุนของแขนท่อนล่างที่เชื่อมต่อกับข้อศอก
 F_{xa} คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อที่จุด A ในแนวแกนนอน
 F_{xb} คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อที่จุด B ในแนวแกนนอน
 F_{ya} คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อที่จุด A ในแนวแกนตั้ง
 F_{yb} คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อที่จุด B ในแนวแกนตั้ง
W คือ น้ำหนักของแขนท่อนล่างที่กำลังคำนวณ
 M_a คือ โมเมนต์ปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อที่จุด A
 M_b คือ โมเมนต์ปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อที่จุด B
 θ คือ มุมทางขวาของแขนท่อนล่างเทียบกับแกนในแนวนอน
 L_b คือ ระยะความยาวของแขนท่อนล่าง
 I_b คือ ระยะทางจากข้อต่อที่จุด B ถึงจุดศูนย์กลางมวลของแขนท่อนล่าง

รูปที่ 2 แสดงตัวอย่างผังโมเมนต์และแรงที่กระทำต่อแขนท่อนล่างท่อนล่างขณะเคลื่อนไหวในท่า Lift

ข้อมูลผ่าน Data logger (NI USB-6009) ลงสู่คอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปวิเคราะห์ผลต่อไป ในส่วนของภาพถ่ายได้ใช้กล้องดิจิทัลบันทึกภาพเคลื่อนไหวที่มีความละเอียด 480 x 640 pixels

2. วิธีการ

การวิเคราะห์ผลของเข็มวัดพยางหลังต่อแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนข้อต่อส่วนต่างๆของร่างกาย เพื่อนำไปประเมินแรงที่กระทำต่อ ESM และแรงที่กระทำต่อ L5/S1 Disc มีวิธีการดังนี้

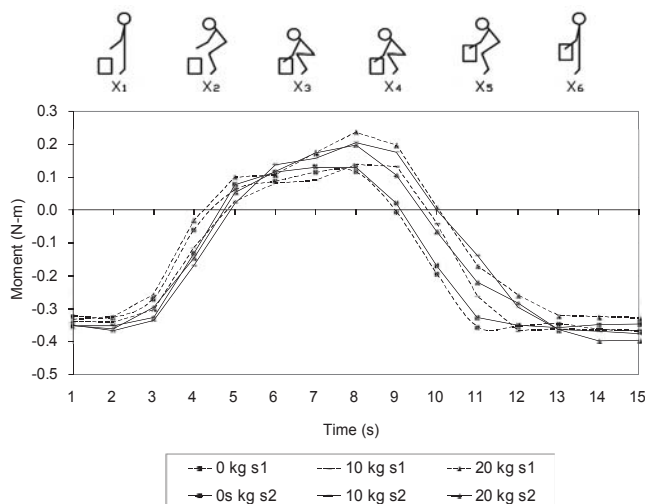
2.1 กำหนดจุดข้อต่อส่วนต่างๆของร่างกายด้วยจุดสีขาว บันทึกภาพขณะทดลองเคลื่อนไหว 15 วินาที พร้อมกับบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากเกจวัดความเครียด นำภาพเคลื่อนไหวที่ได้มาแยกเป็นภาพนิ่งแต่ละเฟรม แล้วเลือกภาพนิ่ง 1 ภาพ ในแต่ละจังหวะการเคลื่อนไหวทุก 1 วินาที จะได้ 15 ภาพ จากนั้นนำภาพนิ่งที่ได้มาเขียนผังโมเมนต์และแรงกระทำ ดังรูปที่ 2 โดยใช้โปรแกรม AutoCAD เพื่อวิเคราะห์โมเมนต์และแรงกระทำต่อส่วนต่างๆของร่างกายตั้งแต่ มือ แขนท่อนล่าง แขนท่อนบน ศีรษะและลำตัว ตามลำดับ โดยใช้วิธีทางชีวกลศาสตร์สถิตในการคำนวณหาแรงดึงที่เกิดขึ้นกับ ESM แรงกด และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc

1950), (Jager and Luttmann, 1992) อย่างไรก็ตามได้มีงานวิจัยที่ศึกษาผลของการยกน้ำหนักต่อแรงดึงในกล้ามเนื้อหลังที่ใช้ระยะห่างจากหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 เป็น 4 cm (นรินทร์, 2550) ในที่นี้จึงใช้ระยะห่างดังกล่าวเท่ากับ 4.5 cm ในการคำนวณ

ผลการทดลองและวิจารณ์

1. ผลที่ได้จากเกจวัดความเครียด

สัญญาณไฟฟ้าจากเกจวัดความเครียดมีค่าติดลบในช่วงแรกและช่วงท้ายของการเคลื่อนไหวร่างกาย เนื่องจากการปรับระดับความตึงของเข็มขัดพยุงส่งผลให้แถบเหล็กถูกตัดทำให้สัญญาณ ไฟฟ้าที่ได้มีค่าเป็นลบ ในการเคลื่อนไหวท่า Lift ยกน้ำหนัก 20 kg มีโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในแถบเหล็กตัว S สูงสุดคือ 0.24 N.m ที่วินาทีที่ 8 ที่ความตึงของเข็มขัดระดับที่ 1 (s1) ดังในรูปที่ 4 ส่วนการเคลื่อนไหวแบบ Pull และ Push สัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากเกจวัดความเครียด ให้ผลเป็นลบตลอดการเคลื่อนไหวร่างกาย โดยมีสาเหตุในการทำงานเดียวกัน ความเครียดที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กตัว S ซึ่งใช้ในการคำนวณหาโมเมนต์ M_S ที่เกิดขึ้น พบว่าจะมีค่าสูงเมื่อมีการเคลื่อนไหวลำตัว



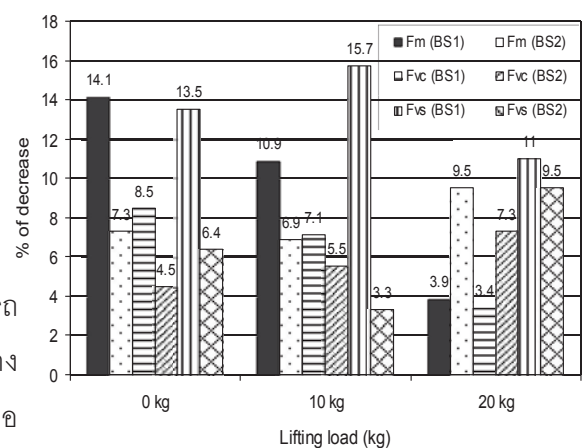
รูปที่ 4 โมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กตัว S ในเข็มขัดพยุงหลังขณะเคลื่อนไหวท่า Lift ที่ระดับความตึงเข็มขัดพยุงหลัง 1 และ 2 (s1, s2) น้ำหนักยก 0 10 และ 20 kg

2. ผลการทดลองในท่า Lift

ท่า Lift เป็นท่าที่แถบเหล็กในเข็มขัดพยุงหลังสามารถช่วยลดแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc ได้อย่างเด่นชัดดังในรูปที่ 6 เมื่อผู้สวมใส่เคลื่อนไหว แรงที่กระทำต่อ ESM แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้น L5/S1 Disc จะเปลี่ยนไปเนื่องจากมุมของส่วนต่างๆของร่างกายเปลี่ยนไป น้ำหนักที่ L5/S1 Disc แบกรับคือน้ำหนักส่วนต่างๆของร่างกายและน้ำหนักจากมวลที่ยกจะเห็นว่าแรงกดและแรงเฉือนที่เกิด

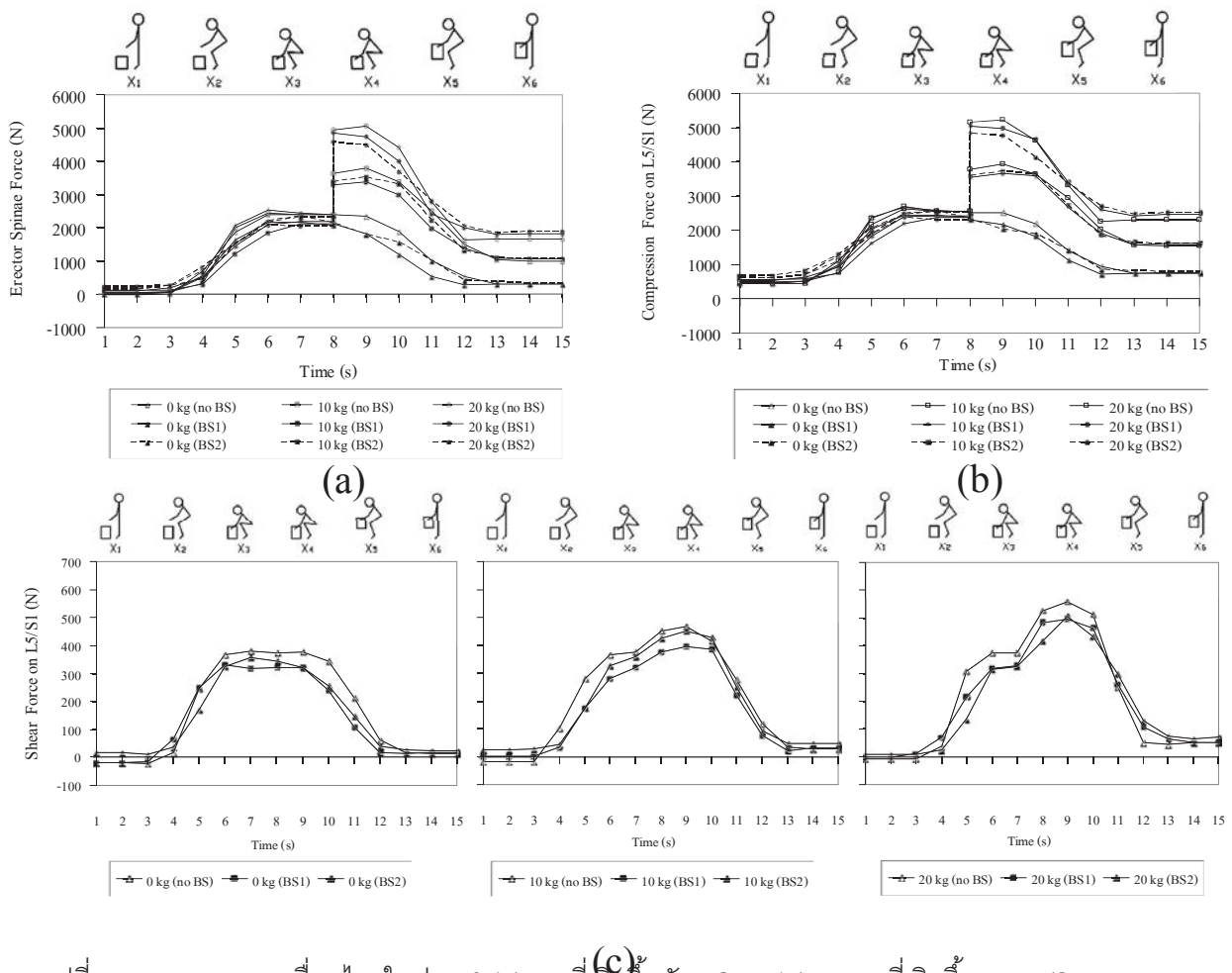
ขึ้นกับ L5/S1 Disc จะมีค่าสูงที่สุดในตำแหน่ง x4 หรือประมาณวินาทีที่ 8 ถึง 9 ซึ่งเป็นช่วงที่น้ำหนักเริ่มขึ้นจากพื้นแรงดังกล่าวจะลดลงอย่างชัดเจนเมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลัง แต่ที่ระดับความตึงของเข็มขัดพยุงหลังที่ต่างกันจะไม่

ในระนาบหน้า-หลัง หรือการก้มตัวไปด้านหน้า ส่วนในท่า Pull และ Push โมเมนต์ M_S ที่เกิดขึ้นมีค่าน้อยมากและแทบจะไม่มีผลในการช่วยลดโมเมนต์ M_L ที่เกิดขึ้นใน L5/S1 Disc ส่วนผลของความตึงของเข็มขัดพยุงหลังทำให้เกิดการกระชับลำตัวบริเวณหลังส่วนล่าง และลดมุมการเคลื่อนไหวของลำตัวเป็นผลให้แรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ลดลงตามไปด้วย



รูปที่ 5 แรงกระทำต่อ ESM และ L5/S1 Disc ที่ลดลงเป็นเปอร์เซ็นต์เมื่อสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังขณะเคลื่อนไหวในท่า Lift

เห็นผลความแตกต่างมากนัก ค่าสูงสุดของแต่ละเงื่อนไขแสดงอยู่ในตารางที่ 2 โดยจะมีความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บสูงถ้าแรงกดเกิน 6400 N และแรงเฉือนเกิน 1000 N (Ferguson et al, 2005)



รูปที่ 6 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่า Lift (a) แรงที่เกิดขึ้นกับ ESM (b) แรงกดที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc (c) แรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc

ตารางที่ 2 แรงสูงสุดที่เกิดขึ้นในท่า Lift ที่ตำแหน่ง X4 ในเงื่อนไขต่าง ๆ

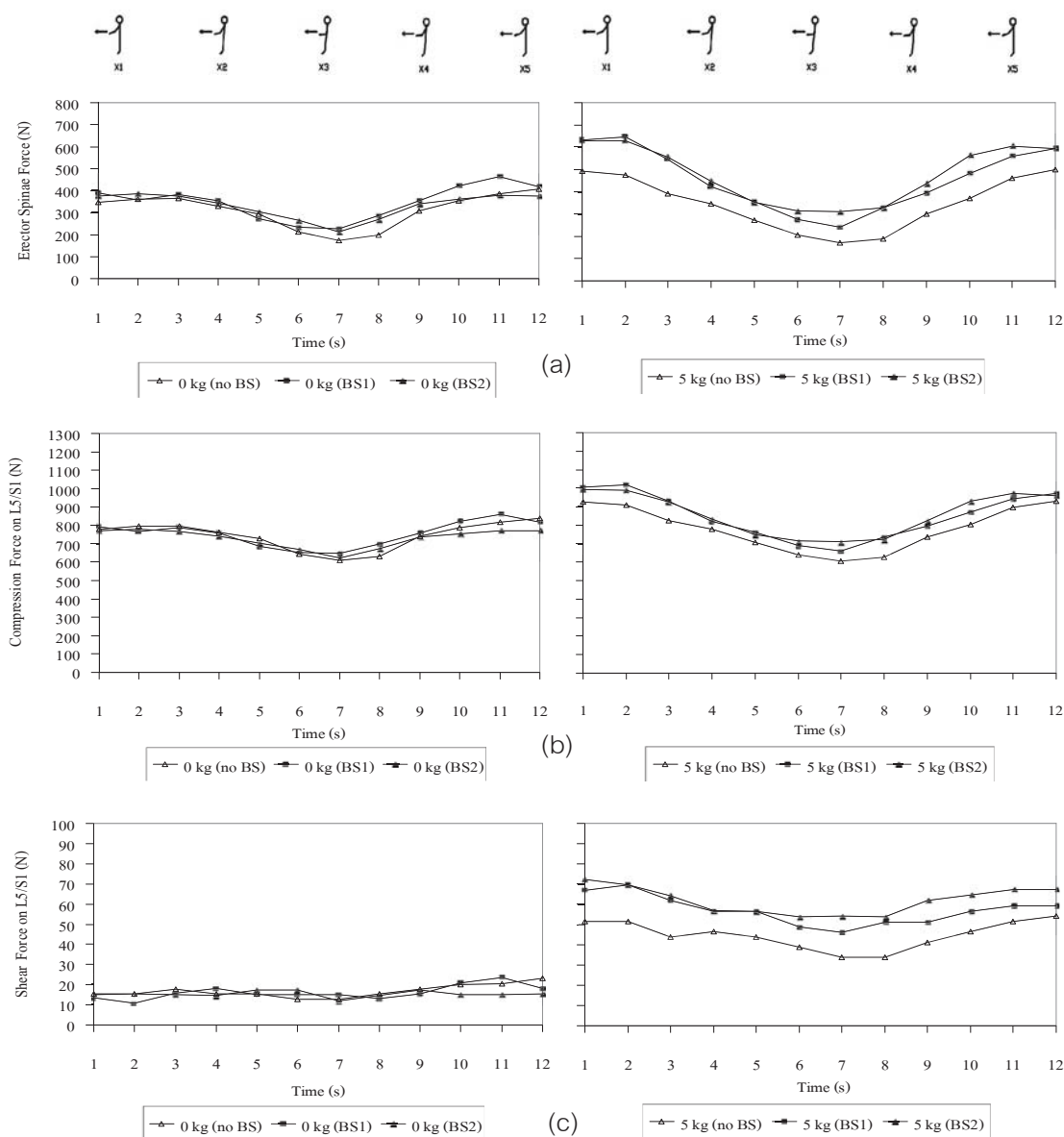
Loads on L5/S1 Disc and ESM	Lifting weight (kg)								
	no BS			BS1			BS2		
	0 kg	10 kg	20 kg	0 kg	10 kg	20 kg	0 kg	10 kg	20 kg
F_m	2533.2	3794.4	5049.6	2174.9	3380.9	4853.6	2348.5	3531.6	4570.4
F_{vc}	2674.8	3943.3	5215.2	2446.9	3665.2	5036.5	2553.4	3725.3	4835.3
F_{vs}	381.2	467.8	557.7	329.6	394.2	496.2	356.8	452.4	504.8

จากตารางที่ 2 สรุปได้ว่าการสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังทั้งสองระดับมีผลช่วยลดแรงที่กระทำต่อ ESM แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc เทียบเป็นเปอร์เซ็นต์ดังในรูปที่ 5 จะเห็นว่าเข็มขัดพยุงหลังสามารถลดแรงที่กระทำต่อ ESM ได้สูงสุด 14.1% ลดแรงกดสูงสุดบน L5/S1 Disc ได้ประมาณ 8.5% ในขณะที่ลดแรงเฉือนสูงสุดลงได้ประมาณ 13.5% ขณะเคลื่อนไหวโดยไม่มีภาระ ขณะที่มีการระน้ำหนัก เข็มขัดพยุงหลังที่ความตึงทั้ง 2 ระดับช่วยลดแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้มากที่สุด ในขณะที่ช่วยลดแรงใน ESM ร่องลงมา และลดแรงกดต่อ L5/S1 Disc ได้น้อยที่สุด แสดงให้เห็นว่าหน้าที่หลักของเข็มขัดพยุงหลังจะช่วยป้องกันการเคลื่อนไหวของหมอนรอง

กระดูกสันหลัง โดยทำให้เกิดโมเมนต์ในแถบหลังรูปตัว S ในทิศทางตรงกันข้ามกับที่เกิดขึ้นใน L5/S1 Disc เข็มขัดพยุงหลังที่ระดับความตึง BS2 ที่น้ำหนักยก 20 kg ลดแรงที่เกิดขึ้นใน ESM และแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc ได้มากกว่าที่ระดับ BS1 แต่ไม่ส่งผลต่อการลดแรงกดต่อ L5/S1 Disc มากนัก เนื่องจากการสวมใส่ที่แน่นเกินไปทำให้เกิดโมเมนต์ดัดตกค้างในแถบหลังตัว S และเกิดโมเมนต์ขึ้นในลำตัวผู้สวมใส่ในทิศทางเดียวกันกับโมเมนต์จากน้ำหนักส่วนต่างๆร่างกายและจากแรงภายนอก

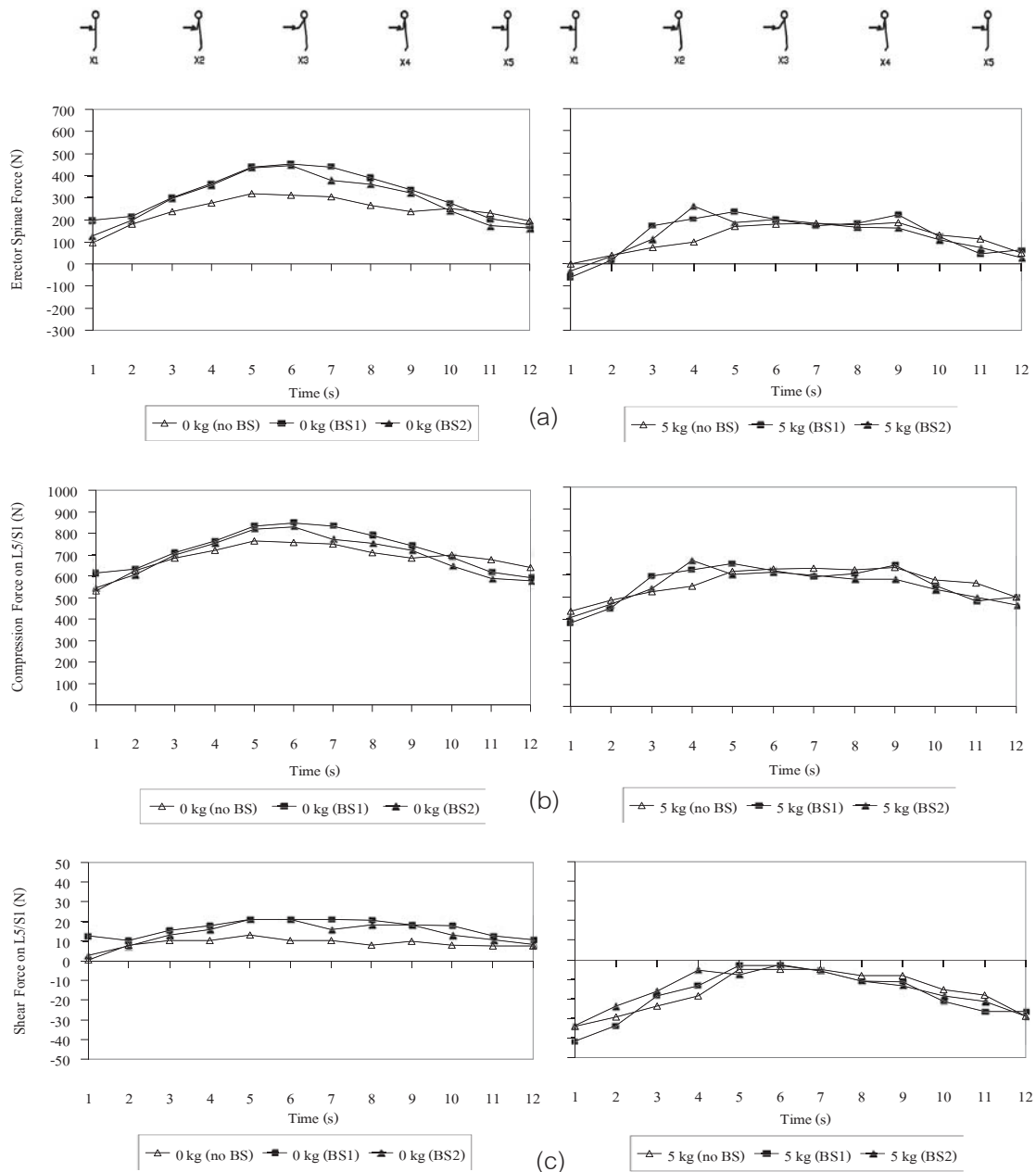
3. ผลการทดลองในท่า Pull และท่า Push

ในท่า Pull เป็นท่าการเคลื่อนไหวที่อาศัยแขนและมือเป็นอวัยวะหลักในการทำงานร่วมกับการเกร็งของลำตัวและโน้มตัวมาด้านหลัง ในขณะที่ท่า Push เป็นการโน้มตัวไปด้านหน้าเพื่อรักษาภาวะสมดุลในการทรงตัวของร่างกายในท่า Pull ขณะออกแรงดึงน้ำหนักจนสุดนั้น แขนท่อนบนขนานกับลำตัวและแขนท่อนล่างขนานกับพื้น โดยประมาณ เป็นตำแหน่งที่แรงที่กระทำต่อ ESM แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc น้อยที่สุด



รูปที่ 7 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่า Pull (a) แรงที่เกิดขึ้นกับ ESM (b) แรงกดที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc (c) แรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc

อันเนื่องมาจากระยะจากจุดศูนย์มวลของส่วนร่างกายที่ทำให้เกิดโมเมนต์มีค่าน้อยที่สุด พร้อมกับมีการเอนลำตัวไปด้านหลังในเวลาเดียวกัน ตำแหน่งดังกล่าวนี้จะอยู่ที่ตำแหน่ง x3 หรือประมาณวินาทีที่ 6 ถึง 7 ดังในรูปที่ 7 เมื่อพิจารณาที่ค่าต่ำสุดที่เกิดขึ้น พบว่าเข็มขัดพุงหลังไม่ได้มีส่วนช่วยลดแรงที่กระทำต่อ ESM แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc การเคลื่อนไหวในท่า Pull นี้ ร่างกายในส่วนของหลังส่วนล่างมีการเคลื่อนไหวน้อย ทำให้แถบเหล็กในเข็มขัดพุงหลังไม่ได้ทำหน้าที่ในการรับแรงมากนัก อย่างไรก็ตามแม้ว่าสัญญาณจากเกจวัดความเครียดที่ได้จะบ่งชี้ว่าเข็มขัดพุงหลังไม่ได้ช่วยในการลดแรงที่กระทำต่อ ESM แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc แต่กลับทำให้แรงดังกล่าวมีค่าเพิ่มขึ้น ซึ่งค่าที่เพิ่มขึ้นนี้ก็ถือว่าเป็นค่าที่น้อยเมื่อเทียบกับการ



รูปที่ 8 ผลการทดลองเคลื่อนไหวในท่า Push (a) แรงที่เกิดขึ้นกับ ESM (b) แรงกดที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc (c) แรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับ L5/S1 Disc

เคลื่อนไหวในท่า Lift แม้ว่าเข็มขัดพยุงหลังจะไม่ได้ช่วยลดแรงที่กระทำ แต่เข็มขัดพยุงหลังยังคงทำหน้าที่ประคองกล้ามเนื้อหลัง จากความกระชับในการสวมใส่ ซึ่งช่วยลดความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของหลังส่วนล่างได้ในลักษณะที่ลดความเร็วของการเคลื่อนไหวหรือลดขอบเขตการเคลื่อนไหว

ผลที่ได้จากการทดลองในท่า Push ในรูปที่ 8 ให้ผลในการทำงานเดียวกันกับในท่า Pull แต่จะต่างกันที่เมื่อมีภาระน้ำหนัก แรงที่กระทำต่อ ESM แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc จะมีค่าลดลงอันเนื่องมาจากแรงต้านการผลักมีทิศต้านโมเมนต์ที่เกิดขึ้นบน L5/S1 Disc ทำให้แรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลัง แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นลดลงไปด้วย

สรุป

จากผลการทดลองทางชีวกลศาสตร์เพื่อศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลัง พบว่าคุณสมบัติด้านทานแรงดัดโค้งของแถบเหล็กรูปตัว S ในเข็มขัดพยุงหลัง ช่วยลดแรงเฉือนที่เกิดขึ้นกับหมอนรองกระดูก L5/S1 ได้มากกว่าการช่วยลดแรงกด ท่าทางที่ร่างกายเกิดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อ erector spinae รวมถึงแรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 สูงสุดคือท่า Lift เมื่อยกน้ำหนักโดยไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง ภาระ 20 kg โดยมีแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลัง แรงกดและแรงเฉือนที่เกิดขึ้นบนหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 สูงถึง 5,049.6 N 5,215.2 N และ 557.7 N ตามลำดับ เมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลัง สามารถลดแรงบนกล้ามเนื้อ erector spinae และแรงกดต่อหมอนรองกระดูกสันหลัง L5/S1 ได้ถึง 3.4-7.3% โดยที่ระดับความตึงของการสวมใส่มากกว่าสามารถลดแรงกระทำได้มากกว่า ในขณะที่ลดแรงเฉือนได้ถึง 9.5-11% ที่น้ำหนักสูงสุดที่ยกเท่ากับ 20 kg โดยที่ระดับความตึงของการสวมใสน้อยกว่า (BS1) สามารถลดแรงเฉือนที่เกิดขึ้นได้มากกว่าระดับความตึงของการสวมใส่ที่มากกว่า (BS2) ส่วนการลดแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ erector spinae ของเข็มขัดพยุงหลัง มีแนวโน้มลดลงเมื่อภาระการยกน้ำหนักมากขึ้น แต่จะช่วยลดแรงดังกล่าวได้มากขึ้นเมื่อเพิ่มความตึงในการสวมใส่ ส่วนการเคลื่อนไหวร่างกายในท่า Pull และ Push แรงที่กระทำดังกล่าวมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับท่า Lift และแถบรองรับของเข็มขัดพยุงหลังไม่มีผลในการช่วยลดแรงดังกล่าวเมื่อพิจารณาทางชีวกลศาสตร์ แต่เข็มขัดพยุงหลังไม่ได้มีเพียงแถบเหล็กรองรับที่ทำหน้าที่ในการรับแรง แต่ยังมีผ้าและยางยืดซึ่งทำหน้าที่ช่วยกระชับกล้ามเนื้อหลังและช่วยในการลดความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการเคลื่อนไหวของหลังส่วนล่างได้

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) ในชุดโครงการวิจัยขนาดกลางเรื่องยางพารา (MPR-51)

เอกสารอ้างอิง

- นรินทร์ จี๊ดม. 2550. การกำหนดน้ำหนักสูงสุดที่ยอมรับได้สำหรับการยกภาระด้วยมือโดยใช้แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์ วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ
- Ferguson, S.A., Marras, W.S. and Burr, D. 2005. Workplace design guidelines for asymptomatic vs. low-back-injured workers. *Applied Ergonomics* 36;85-95.
- Jager, M. and Luttmann, A. 1992. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. *Ergonomic*. 35 : 783-805.

- Jorgensen, M.J. and Marras, W.S. 2000. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. *Clinical Biomechanics*. 15: 292-294
- Marras, W.S. 2008. *The Working Back: A systems view*. John Wiley&Sons, Inc. Hoboken, New Jersey, USA. 309 p.
- Thieme, F.P.1950. Lumber Breakdown caused by erect posture in man, unpublished Anthropometric paper, No.4, University of Michigan, Ann Arbor, quoted in, Chaffin, D.B. and Anderson, G. *Occupational Biomechanics*. New York : A Wiley-Interscience Publication, 1984.
- Woldstad, J.C. and Sherman, B. R. 1998. The effects of a back belt on posture, strength, and spinal compressive force during static lift exertions. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 22: 409-416.

ภาคผนวก จ

สรุปข้อคิดเห็นของผู้ทรงคุณวุฒิต่อโครงการ

“การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังโดยใช้แผ่นรองรับที่ทำจากยางธรรมชาติ” สัญญาเลขที่ RDG5150067

ข้อคิดเห็น/ข้อเสนอแนะของผู้ทรงคุณวุฒิ	ชี้แจงโดยนักวิจัย
ความเห็นด้านการพิมพ์ (Editor) 1. ขอให้นักวิจัยตรวจสอบคำถูก-ผิดในรายงาน 2. ในเอกสารอ้างอิงขอให้เพิ่มเติมชื่อนักวิจัยที่เขียนอ้างอิงแล้วไม่ได้ใส่ชื่อลงไป เช่น อ.วราภรณ์ ขจรไชยกุล 3. เขียนรายงาน วิธีทำ และวิเคราะห์ผล ยังไม่ชัดเจน ว่าทำอะไร ได้อะไร ตามลำดับของงานที่ต่อเนื่องและสัมพันธ์กัน 4. บทที่ 3 และบทที่ 4 ยังเขียนไม่ชัดเจน นักวิจัยควรเขียนขั้นตอนการทำงานไปตามลำดับ ว่าอะไรคืองานหลัก อะไรคืองานประกอบ ทำอะไรได้อะไร และนำไปทำอะไรต่อ ผลสุดท้ายประกอบเป็นอะไร แล้วมีการทดสอบวิเคราะห์ผลอย่างไร (มี control อะไรเปรียบเทียบบ้าง)	1. ได้ทบทวนตรวจสอบคำถูก-ผิดใหม่อีกครั้งแล้ว 2. ได้เพิ่มชื่อเข้าไปในเอกสารอ้างอิงแล้ว (ในหน้า 141) 3. รายละเอียดได้เขียนไว้ในรายงาน เช่น ในบทที่ 3 จะเป็นวิธีการและอุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย โดยแบ่งเป็น - การศึกษาทดลองผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง - การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังและแผ่นยังรองรับ - การทดสอบการใช้งานเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบ 4. ในบทที่ 3 มีรายละเอียดขั้นตอนการทำงาน ดังรูปที่ 3.1 และแจกแจงรายละเอียดของงานแต่ละส่วนว่าทำอะไรบ้าง ส่วนในบทที่ 4 มีรายละเอียดผลที่ได้จากการทดลอง ผลการทดสอบและผลการวิเคราะห์ และได้อธิบายในเนื้อหาว่านำไปสู่การใช้งานอะไรต่อ เช่น การวิเคราะห์ทางกลศาสตร์สถิตและการทดลองเพื่อประเมินแรงกระทำกับ L5/S1 disc และ erector spinae muscles เป็นการยืนยันว่าเข็มขัดพยุงหลัง (ยี่ห้อที่มีจำหน่ายในท้องตลาดมาใช้งาน) ช่วยลดแรงที่กระทำต่ออวัยวะบริเวณดังกล่าวได้ ดังนั้นการออกแบบเข็มขัดพยุงหลังจึงมุ่งเน้นที่แผ่นรองรับเพราะเป็นตัวช่วยลดแรงกระทำดังกล่าวในการออกแบบเข็มขัดพยุงหลัง ได้หาโปรไฟล์ของหลังส่วนล่าง และหาสูตรยางที่จะนำมาใช้ทำแผ่นรองรับ ร่วมกับแถบโลหะที่มีคุณสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม จากนั้นจึงนำเข็มขัดพยุงหลัง

ข้อคิดเห็น/ข้อเสนอแนะของผู้ทรงคุณวุฒิ	ชี้แจงโดยนักวิจัย
5. หน้า 57 รูปที่ 3.1 ไม่น่าจะใช้ลำดับขั้นตอนการทำงาน แต่จากหน้า 67 พอจะอ่านเข้าใจว่ามีการทำงาน 5 ขั้นตอน ความเห็นด้านวิชาการ (Technical) 1. ใน Output ข้อที่ 1 สิ่งที่ได้น่าจะเป็นแบบจำลองของรูปร่างหลังส่วนล่างมากกว่าแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง หรือถ้ามีแบบจำลองดังกล่าวกรุณานำมาให้ชัดเจนในรายงานฉบับสมบูรณ์ เนื่องจากการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อที่มี Variation ค่อนข้างสูง ขอให้นักวิจัยใส่ค่า Standard deviation ในรูปที่ 4.40, 4.44 และตารางที่ 4.13 รวมทั้งจำนวนตัวอย่างในตารางและรูปด้วยและควรชี้แจงเหตุผลที่ไม่ใส่สถิติในการช่วยแปลผลข้อมูล (i.e. t-test)	ที่มีการออกแบบแถบรองรับขึ้นใหม่ไปทดสอบการใช้งานในท่ายกของซึ่งมีผลต่อแรงกระทำบริเวณ L5/S1 disc มากที่สุด โดยประเมินจากสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ที่ลดลง control หลักที่ใช้เปรียบเทียบในกรณีของการศึกษาด้วยชีวกลศาสตร์สถิติถึงผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อแรงกระทำต่อ L5/S1 disc และกล้ามเนื้อ erector spinae คือ การใส่เข็มขัดพยุงหลังแล้วทำท่ายกของ (เป็นกล่องเปล่า) ส่วนการทดสอบเข็มขัดพยุงหลังที่ออกแบบขึ้นโดยวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ตัว control คือ การเทียบกับสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะยกของโดยไม่ใส่เข็มขัดพยุงหลัง 5. รูปที่ 3.1 หน้า 57 เป็นวิธีการดำเนินการวิจัยทั้งนี้ได้ขยายความอธิบายเพิ่มเติมไว้ในรูปแล้ว ส่วนในหน้า 67 รายละเอียด 5 ขั้นตอน เป็นเพียงขั้นตอนในการออกแบบเข็มขัดพยุงหลังซึ่งบางส่วนจะสอดคล้องกับรูปที่ 3.1 1. ได้ปรับแก้ในหัวข้อ 1.4 ข้อ 1.4.1 ของประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ในหน้าที่ 18 แล้ว - ได้เพิ่มค่า standard deviation ที่เป็นค่าเบี่ยงเบนของค่าสัญญาณ EMG และค่าเบี่ยงเบนเป็น % เมื่อเทียบกับค่าเฉลี่ยของสัญญาณเข้าไปใต้ตารางที่ 4.13 ในหน้า 127 แล้ว ทั้งนี้ค่า S.D. ที่ใส่เพิ่มเป็น variation ที่ระบุเป็นช่วงของค่า peak average 4s ของสัญญาณ EMG สำหรับ Leg lift 15s, Torso lift 10s และ peak point ของ Torso lift 8s - จำนวนตัวอย่างได้ระบุไว้ในตารางที่ 4.12 หน้า 124 แล้ว - ไม่ได้นำ t-test มาช่วยในการแปลผลข้อมูล

ข้อคิดเห็น/ข้อเสนอแนะของผู้ทรงคุณวุฒิ	ชี้แจงโดยนักวิจัย
2. ผู้วิจัยควรสรุปให้ชัดเจนว่าเข็มขัดพยุงหลังแบบ RB7+Al 2 mm belt ที่สามารถลดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อได้ 7.17% มีความเป็นไปได้ที่จะใช้ในทางคลินิกมากน้อยเพียงใด ควรอภิปรายเพิ่มเติมในเรื่องเปอร์เซ็นต์ที่ลดลงดังกล่าว จะมีผลมากน้อยเพียงไรในแง่การลดอาการบาดเจ็บ 3. การวิเคราะห์ผล ไม่มีข้อดี-ข้อด้อย นักวิจัยควรวิเคราะห์ผลที่ได้จากงานของเรากับตัว Control แล้วจึงสรุปผล ข้อดี-ข้อด้อย (อาจวิเคราะห์ผลเปรียบเทียบกับตัวอย่างที่ใช้ 3 แบบ ว่าจุดดี-จุดด้อย อยู่ตรงไหน) ข้อเสนอแนะ (Suggestions) 1. วิธีทดสอบ ที่มีเนื้อหาละเอียดมากควรนำมาใส่ในภาคผนวก เพื่อเน้นขั้นตอนการทำงานให้ชัดเจน ทำอะไร ทำอย่างไร ได้อะไร	เนื่องจากกลุ่มตัวอย่างในแต่ละลักษณะการทดสอบยกของเพื่อวัดสัญญาณ EMG มีน้อย มีเพียงกลุ่มละ 5 คน โดยแต่ละคนทำซ้ำ 5 ครั้ง การวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อจะนำค่าสัญญาณ raw EMG มาปรับเป็น Fullwave rectify และใช้ lowpass filter จากนั้นจึงใช้ moving average แล้วตัดมาในส่วนค่าเฉลี่ยบริเวณช่วงเวลาที่มียค่า peak ของสัญญาณเท่านั้น 2. ได้สรุปเพิ่มเติมในหัวข้อ 5.3 หน้า 137 แล้ว 3. มีอยู่ในผลการประเมินในข้อ 4.8 หน้า 132 และเพิ่มเติมสรุปในหัวข้อ 5.3 หน้า 137 1. ไม่ได้ปรับแก้ เนื่องจากในภาคผนวกจะเป็นตารางผลการทดสอบ stress และ strain ของยางคงรูปและกราฟผลการวัดสัญญาณ EMG ในส่วนของวิธีทดสอบและขั้นตอนการทดสอบจึงยังคงอยู่ในเนื้อหารายงาน เพื่อให้เนื้อหาในแต่หัวข้อของวิธีการทดลอง/ทดสอบเป็นอย่างไร และต่อเนื่องกับเนื้อหาที่จะตามมา



โครงการ การออกแบบเข็มขัดพยุงหลังโดยใช้แผ่นรองรับที่ทำจากยางธรรมชาติ

Design of back support belt using a supporting pad fabricated from natural rubber



ฐานันดรศักดิ์ เทพญา ¹ สันติชัย เย็นทั่ว ² และ วิชัย อึ้งพินิจพงศ์ ³

ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจาก สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.)

ที่มาและความสำคัญของปัญหา

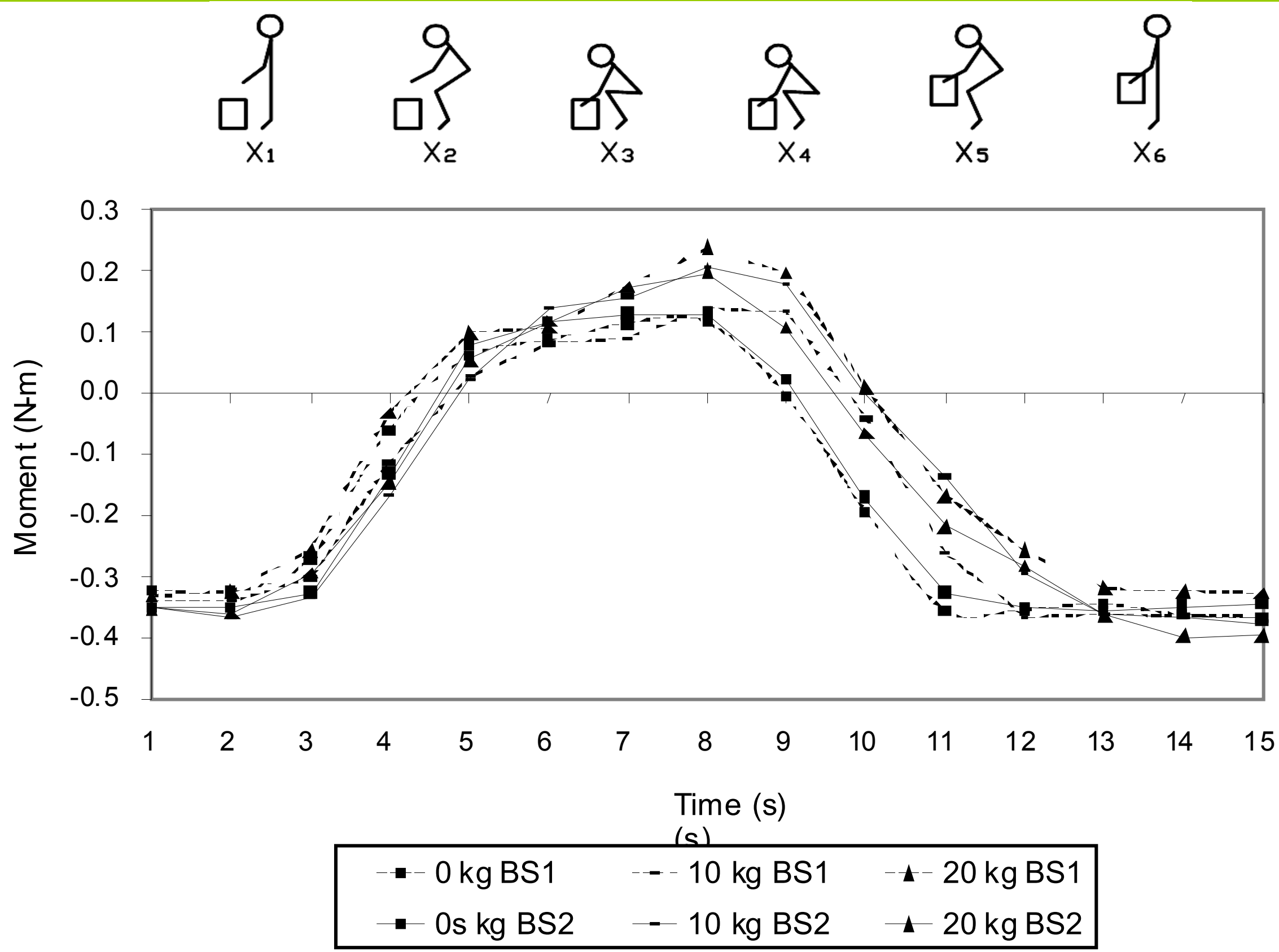
เข็มขัดพยุงหลังเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ช่วยประคองแผ่นหลัง ทำงานร่วมกับกล้ามเนื้อหลัง ช่วยลดแรงที่กล้ามเนื้อและกระดูกสันหลังจากการเคลื่อนไหว วัสดุที่สำคัญที่ช่วยพยุงกล้ามเนื้อ และแนวสันหลังในเข็มขัดพยุงหลังคือ แถบพลาสติกแข็ง หรือแถบโลหะ แถบวัสดุนี้ไม่มีความยืดหยุ่นเพียงพอที่จะทำให้ผู้สวมใส่เคลื่อนไหวได้อย่างสะดวกและมักมีการกดของแถบวัสดุ ดังกล่าว การออกแบบรูปร่าง ขนาด และหาตำแหน่งติดตั้งที่แถบวัสดุที่มีความยืดหยุ่นที่เหมาะสมช่วยให้ผู้ป่วยหรือผู้สวมใส่เข็มขัดพยุงหลังใส่ได้อย่างสบายขึ้น และยังคงทำหน้าที่ช่วยลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังลงได้ วัสดุที่น่าจะนำมาใช้เป็นแถบรองหรือแผ่นรองสำหรับเข็มขัดพยุงหลังได้ คือ แผ่นยาง ซึ่งจะต้องมีคุณสมบัติ ความแข็ง ความยืดหยุ่นที่เหมาะสม และมีความทนทานต่อการใช้งาน หากมีการศึกษาเพื่อนำยางธรรมชาติซึ่งมีคุณสมบัติเด่นด้านความยืดหยุ่น มาใช้ทำวัสดุรองรับในเข็มขัดพยุงหลัง ก็จะช่วยเพิ่มมูลค่าและปริมาณการใช้ยางธรรมชาติได้อีกทางหนึ่ง

วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

เพื่อศึกษาผลของเข็มขัดพยุงหลังต่อแรงที่เกิดขึ้นที่ตำแหน่งต่างๆ บริเวณกล้ามเนื้อหลังส่วนล่าง เมื่อผู้ใส่เข็มขัดพยุงหลังเคลื่อนไหวในท่าทางต่างๆ และเพื่อพัฒนาแผ่นยางที่มีรูปร่าง ขนาด ความยืดหยุ่นและตำแหน่งติดตั้งที่เหมาะสมสำหรับเข็มขัดพยุงหลัง

ผลการศึกษาวิจัย

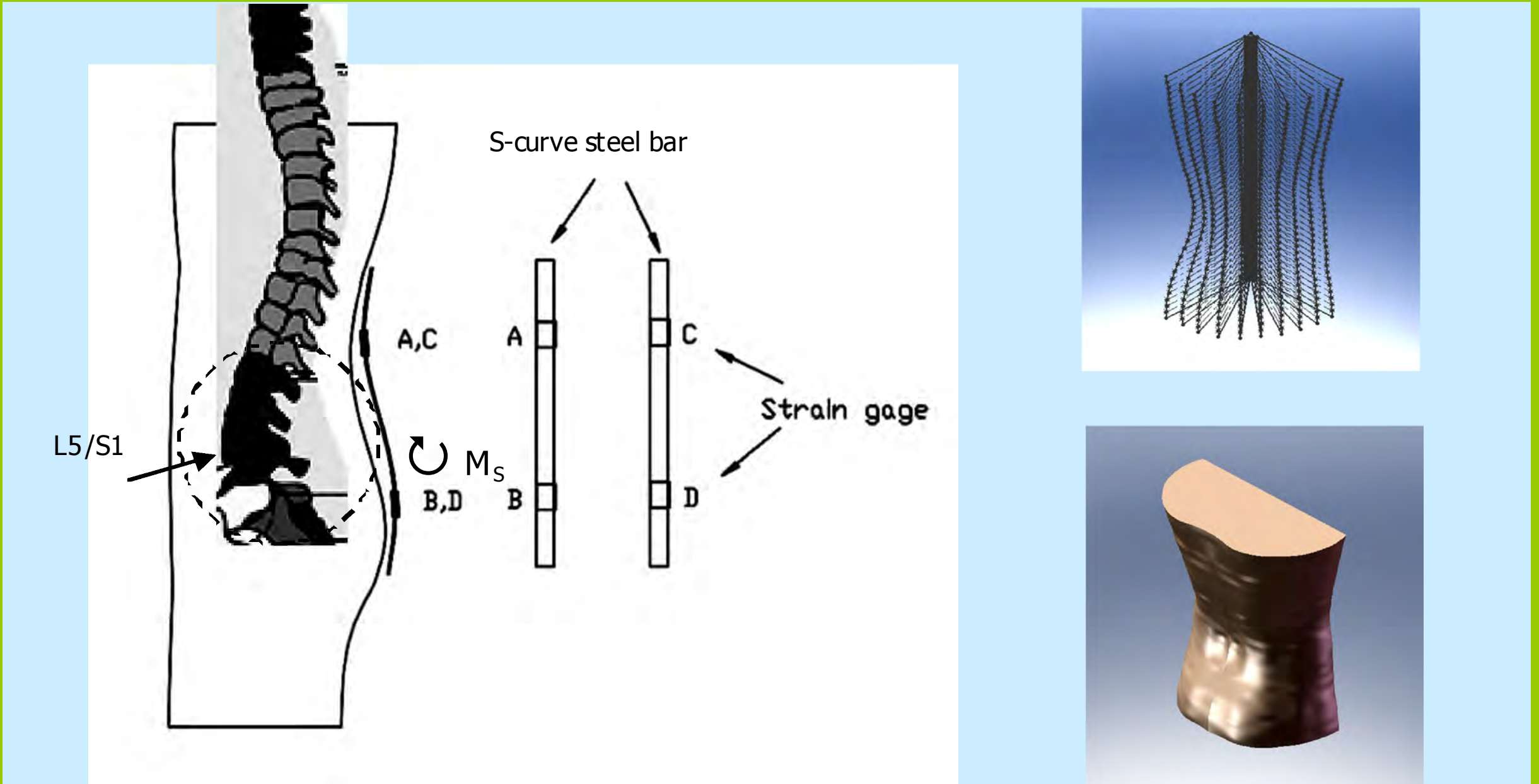
ผลการทดสอบเข็มขัดพยุงหลังที่มีแถบรองรับทำจากโลหะในขณะเคลื่อนไหวในท่าก้มยกของ พบว่า สามารถลดแรงดึงของกล้ามเนื้อ erector spinae ได้สูงสุด 14.1% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 8.5% ในท่ายกของไม่มีน้ำหนัก และลดแรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้สูงสุด 15.7% ขณะยกของน้ำหนัก 10 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 1 (25 N) เมื่อยกของที่มีน้ำหนักมากขึ้นเป็น 20 kg ที่ความตึงเข็มขัดพยุงหลังระดับ 2 (38 N) เข็มขัดพยุงหลังสามารถลดแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อหลัง erector spinae ได้ 9.5% และลดแรงกดที่กระทำต่อ L5/S1 Disc ได้ถึง 11%



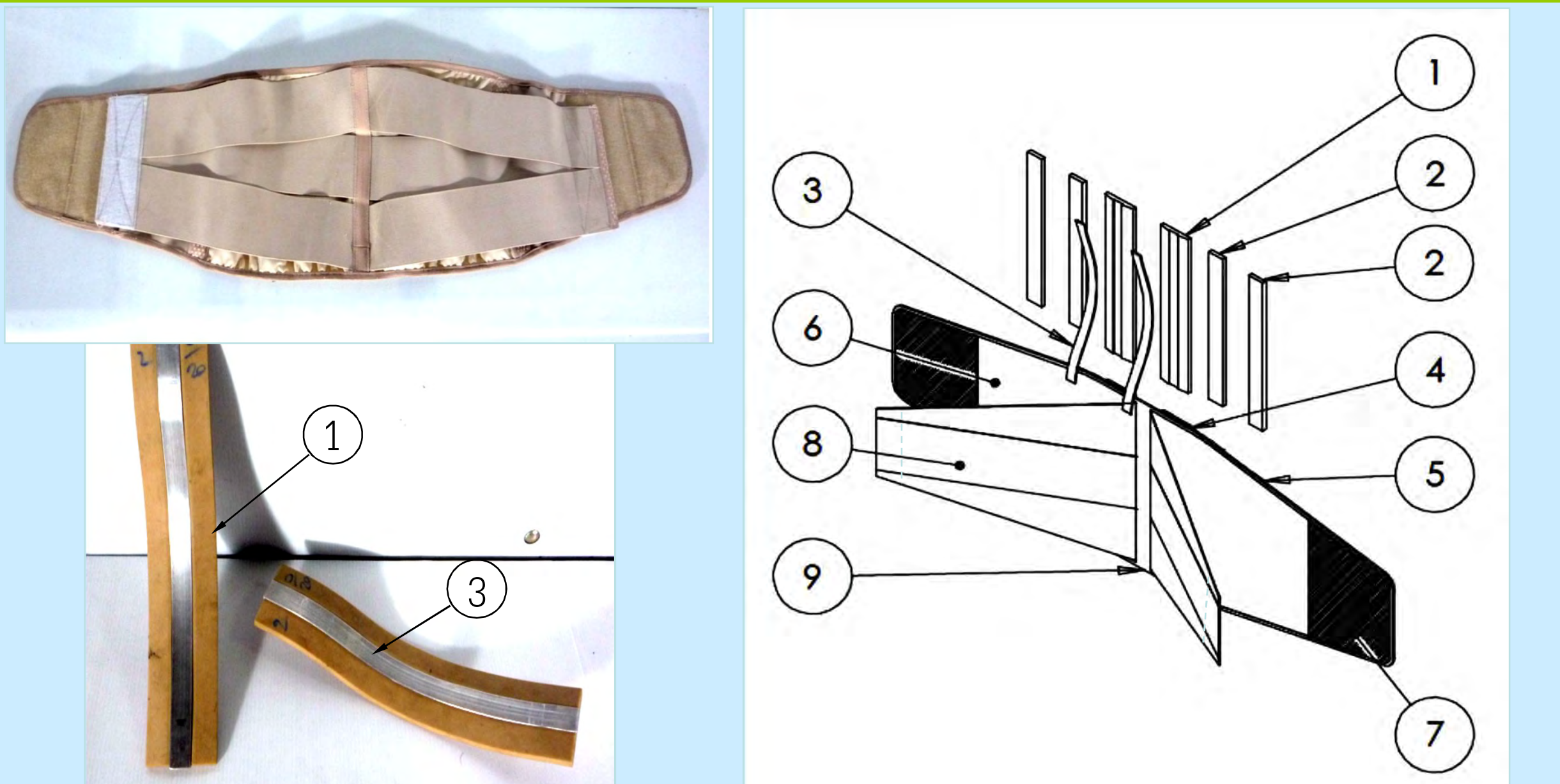
รูปที่ 1 โมเมนต์ที่เกิดขึ้นบนแถบเหล็กตัว S ในเข็มขัดพยุงหลังขณะเคลื่อนไหวท่ายกของ

ตารางที่ 1 แสดงผลการทดสอบความแข็งของยางคงรูปของสูตรยางทั้ง 7 สูตรซึ่งอยู่ในหน่วย Shore A

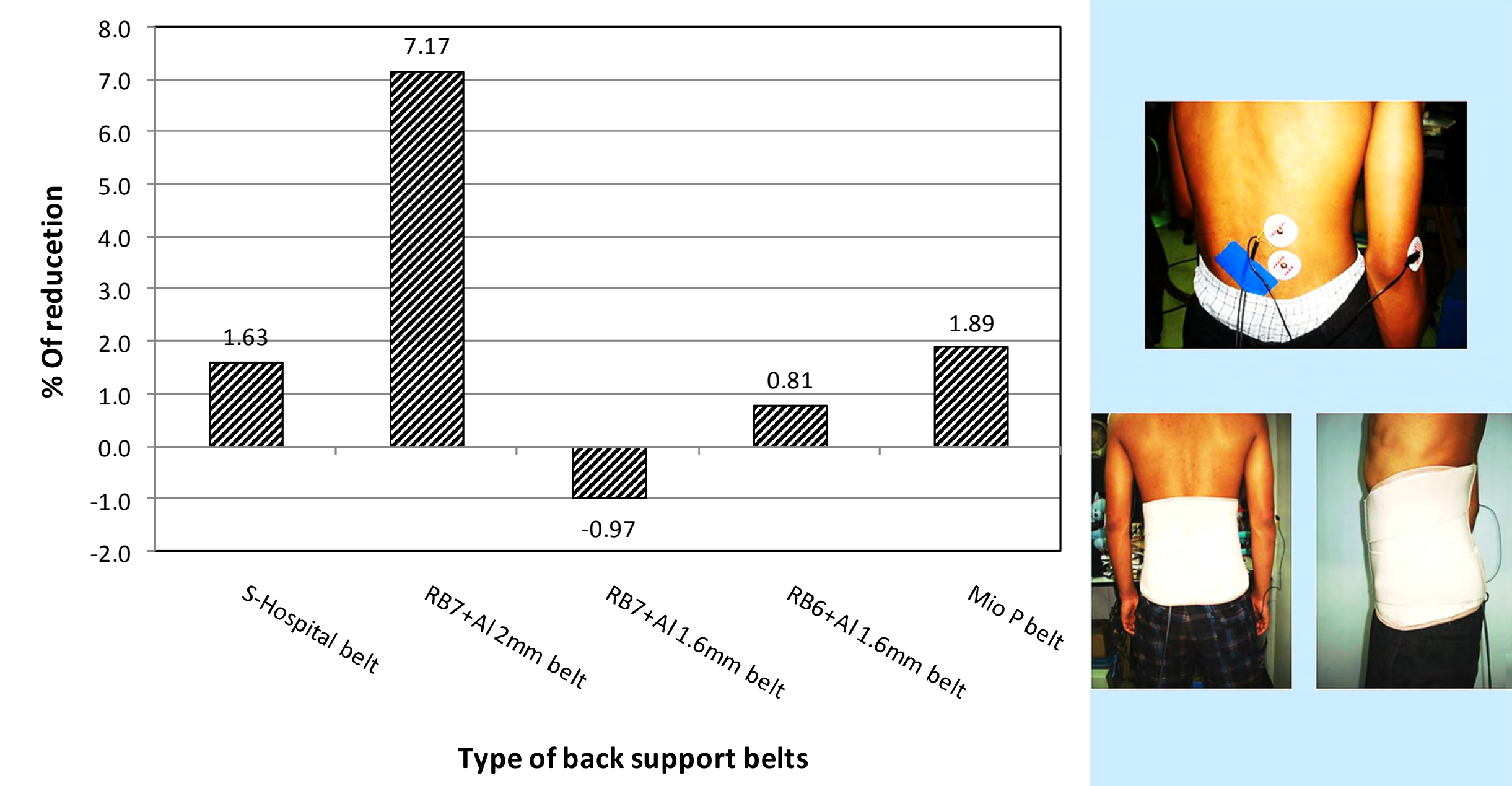
Rubber formula	Hardness (shore A)										% Reduction
	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	Mean	
STR 5L	40	40	40	40	40	40	40	40	40	-	-
RB 1	13	14	14	13.5	14	13	13.5	14	13	13.6±0.46	66.1
RB 2	16	17	16	18	18.5	18	16	16	16.5	16.9±1.02	57.8
RB 3	21	20.5	20	19	18	19	19	20.5	20	19.7±0.97	50.8
RB 4	31.5	31.5	30.5	30	30	29	29.5	29.5	28	29.9±1.13	25.1
RB 5	32.5	33	33	32.5	33	33	34	33.5	33.5	33.1±0.49	17.2
RB 6	37	37	37	37.5	38	39.5	36.5	37	37	37.4±0.89	6.5
RB 7	27	27.5	27.5	26	26.5	26.5	27	27	27.5	26.9±0.53	32.6



รูปที่ 3 ตำแหน่งแถบรองรับของเข็มขัดพยุงหลังบนร่างกายส่วนหลังขณะสวมใส่และรูปร่างหลัง



รูปที่ 4 เข็มขัดพยุงหลังและแถบรองรับที่ออกแบบและขึ้นรูป



รูปที่ 5 เปอร์เซนต์ลดลงของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ เมื่อใส่เข็มขัดพยุงหลังเปรียบเทียบกัน 5 แบบ

สรุปผลการวิจัย

ผลการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อขณะสวมใส่เข็มขัดพยุงหลังที่มีวัสดุรองรับทำจากยางธรรมชาติ ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ ในการยกของ 20 kg ทดสอบจากการให้กลุ่มตัวอย่างเคลื่อนไหวเหมือนการก้มยกของจริงในชีวิตประจำวัน (torso lift) พบว่าเข็มขัดพยุงหลังแบบ RB6+Al 1.6 mm belt, RB7+Al 2 mm belt และ RB7+Al 1.6 mm belt สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้อย่างเด่นชัดเมื่อเทียบกับเข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 10 แบบ และเมื่อทดสอบซ้ำ 5 ครั้ง พบว่าเข็มขัดพยุงหลังแบบ RB7+Al 2 mm belt หรือเข็มขัดพยุงหลังที่มีแผ่นยางรองรับจากธรรมชาติสูตร 7 ร่วมกับแถบอลูมิเนียมอัลลอยด์ 2024 ทน 2 mm สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อหลังได้ 7.17% และดีที่สุดในกลุ่มเมื่อเทียบกับเข็มขัดพยุงหลังทั้งหมด 5 แบบ

เอกสารอ้างอิง

Marras, W. S. 2008. The Working Back: A systems view. The Ohio State University. John Wiley&Sons, Inc. Hoboken, New Jersey, USA. 309 p.

Woldstad, J. C. and Sherman, B. R. 1998. The effects of a back belt on posture, strength, and spinal compressive force during static lift exertions. International Journal of Industrial Ergonomics. Vol. 22. p. 409-416.

กิตติ อินทรานนท์. 2548. การยศาสตร์: Ergonomics. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 338 หน้า