

โปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสถานะสถิตแบบ 2 มิติโดยใช้แท็บเล็ต



นางสาวศศิธร สิมสวัสดิ์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)  
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)  
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A 2-D BIOMECHANICAL STATIC PROGRAM USING TABLET

Miss Sasithorn Simsawat



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Engineering Program in Industrial Engineering  
Department of Industrial Engineering  
Faculty of Engineering  
Chulalongkorn University  
Academic Year 2014  
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

โปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติโดยใช้  
แท็บเล็ต

โดย

นางสาวศศิธร สิมสวัสดิ์

สาขาวิชา

วิศวกรรมอุตสาหการ

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

อาจารย์ ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.จิตรา รุ่งกิจการพานิช)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(อาจารย์ ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล)

.....กรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี ธรรมาภรณ์พิลาศ)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ประจวบ กล่อมจิตร)

ศศิธร สิมสวัสดิ์ : โปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติโดยใช้แท็บเล็ต (A 2-D BIOMECHANICAL STATIC PROGRAM USING TABLET) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก:  
อ. ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล, 138 หน้า.

ชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) เป็นแนวทางหนึ่งที่ใช้ในการประเมินภาระงานเพื่อลดความเสี่ยงการบาดเจ็บหรืออันตรายที่อาจเกิดขึ้นต่อร่างกายผู้ปฏิบัติงาน โดยใช้ข้อมูลท่าทางของร่างกายจากการวัดขนาดด้วยภาพถ่าย (Photogrammetry) และหลักการทางกลศาสตร์ในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่เกิดขึ้นต่อร่างกาย ปัจจุบันได้ใช้เครื่องคอมพิวเตอร์และกล้องถ่ายภาพดิจิทัลร่วมกันในการศึกษา ด้วยเทคโนโลยีที่ถูกพัฒนาอย่างรวดเร็ว แท็บเล็ต (Tablet) ได้รวมคุณสมบัติของเครื่องคอมพิวเตอร์และกล้องถ่ายภาพดิจิทัลไว้ด้วยกัน สามารถป้อนข้อมูลจากการสัมผัสหน้าจอด้วยนิ้ว (Finger) หรือปากกาดิจิทัล (Digital Pen) ผู้วิจัยจึงได้พัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ต โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบและทดสอบโปรแกรมบนแท็บเล็ตสำหรับคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติ และเพื่อประเมินผลการใช้โปรแกรมเมื่อชี้พิกัดข้อต่อด้วยนิ้วและปากกาดิจิทัลบนแท็บเล็ตเทียบกับการชี้พิกัดด้วยเมาส์ (Mouse) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยที่โปรแกรมสามารถสร้างแผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram) ซ้อนทับบนภาพนิ่งของคนขณะทำงานได้ และสามารถให้อิสระในการใส่ขนาดและทิศทางของแรงภายนอกที่กระทำบนร่างกาย จากผลการทดลองใช้งานโปรแกรมที่ความสว่าง 250 ลักซ์ และระยะห่างของแท็บเล็ตในการบันทึกภาพ 6 เมตร พบว่าค่าโมเมนต์ลัพท์ที่คำนวณได้จากวิธีใช้นิ้วและปากกาดิจิทัลบนแท็บเล็ตกับวิธีใช้เมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ที่ระดับ.05 และผลการวิเคราะห์ระบบการวัดด้านรีพิทเทบิลิตีและรีโพรดิวซิบิลิตี (Gage Repeatability and Reproducibility, Gage R&R) ด้วยวิธีอาศัยการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) จากผู้ใช้งาน 5 คน พบว่าค่าความผันแปรที่ยอมรับ (Precision-to-Total Variation, P/TV) เมื่อชี้พิกัดด้วยนิ้วเท่ากับ 0.98% และเมื่อชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิทัลเท่ากับ 0.95% ซึ่งมีย่าน้อยกว่า 10% แสดงว่าโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่สร้างขึ้นนี้มีความเที่ยง (Precision) อยู่ในเกณฑ์ที่สามารถยอมรับความสามารถของระบบการวัดได้

คำสำคัญ: ชีวกลศาสตร์, แรงและโมเมนต์บนข้อต่อ, โมเมนต์สูงสุดบนข้อต่อ, สภาวะสถิต

ภาควิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อนิสิต .....

สาขาวิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ปีการศึกษา 2557

# # 5570948321 : MAJOR INDUSTRIAL ENGINEERING

KEYWORDS: BIOMECHANICAL, JOINT FORCE, JOINT MOMENT, JOINT STRENGTH, 138  
STATICS

SASITHORN SIMSAWAT: A 2-D BIOMECHANICAL STATIC PROGRAM USING  
TABLET. ADVISOR: DR.PHAIROAT LADAVICHITKUL, pp.

Biomechanics is an approach to evaluate workloads in order to decrease risk of harmful or dangerous occurred in worker body by using Photogrammetry and Mechanics to calculate force and joint moment in worker body. Nowadays, the analysis uses computer and digital camera. With the advance technology, Tablet is the new innovation device which combines computer and digital camera properties with finger touch screen or digital pen. Researcher develops biomechanic program on tablet which the aims of this study were 1. to design and test 2-D biomechanical static program on tablet to calculate joint force and joint moment and 2. to evaluate the program between using finger and digital pen on tablet and using mouse on computer. User can draw a free body diagram over the picture of worker and can add magnitude and direction of external force freely that it is different from other programs in present. The testing conditions were set at brightness of 250 lux and distance of capture of 6 meters. The results of program showed that the net moment was not significant different between using finger and using digital pen on tablet, and using mouse on computer at .05 confidence levels. Moreover, the results from measurement of Gage Repeatability and Reproducibility (Gage R&R) by ANOVA method based on 5 users were 0.98% and 0.95% of Precision-to-Total Variation, P/TV by using finger and using digital pen, respectively. It is less than 10% showed that the program were precise and accepted.

KEYWORDS: Biomechanical, Joint force, Joint moment, Joint Strength, Statics

Department: Industrial Engineering Student's Signature .....

Field of Study: Industrial Engineering Advisor's Signature .....

Academic Year: 2014

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี โดยความช่วยเหลือและสละเวลาให้คำแนะนำจากอาจารย์ ดร.ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รวมทั้งคำชี้แนะ และข้อคิดเห็นต่าง ๆ จากคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ผู้ทรงคุณวุฒิอันประกอบด้วย รองศาสตราจารย์ ดร.จิตรา รู้กิจการพานิช ประธานกรรมการ รองศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี ธรรมาภรณ์พิลาศ กรรมการ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ประจวบ กล่อมจิตร กรรมการ ทั้งนี้ผู้วิจัยขอถือโอกาสกราบขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้

ขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้เอื้อเฟื้อสถานที่ อุปกรณ์ และเครื่องมือในการทำงานวิจัย

ขอขอบคุณคุณวรยศสุรินทร์ ลิ้มควรสุวรรณ ผู้สนับสนุนอุปกรณ์แท็บเล็ตเพื่อใช้ในการงานวิจัย และเพื่อนร่วมงานทุกท่านจากบริษัท เรโน เทคโนโลยี จำกัด ที่สละเวลาช่วยเหลือในการเก็บข้อมูล ตลอดจนเพื่อนของผู้วิจัยที่ช่วยตรวจสอบและแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอบพระคุณ บิดาและมารดาที่สนับสนุนทุนทรัพย์เพื่อการศึกษามาโดยตลอด และเป็นกำลังใจสำคัญให้กับผู้วิจัยจนกระทั่งงานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จ

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .....	จ
กิตติกรรมประกาศ .....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	6
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	6
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	7
1.5 วิธีการดำเนินการศึกษาและวิจัย .....	7
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	8
2.1 แนวทางชีวกลศาสตร์.....	8
2.2 การศึกษาชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิต (Statics).....	14
2.3 การศึกษาชีวกลศาสตร์ในสภาวะพลวัต (Dynamics) .....	15
2.4 การศึกษาหาค่าแรงกดอัดบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่าง.....	16
2.5 วิธีการประเมินความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บด้านการยศาสตร์ แบบต่าง ๆ.....	18
2.6 วิธีการประเมินโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์ .....	20
2.7 ตัวอย่างการคำนวณภาระงานที่กระทำบนข้อต่อและกระดูกสันหลัง .....	30
2.8 การศึกษาหาขนาดแรงกดอัดสูงสุด (Compressive Strength, CS) ที่กระดูกสันหลังรับได้..	38
2.9 การคำนวณขีดจำกัดสูงสุดที่ข้อต่อกระดูกรับได้ (Joint Strength) โดยใช้เกณฑ์ชีวกลศาสตร์ .....	39

2.10 เทคโนโลยีของแท็บเล็ต (Tablet).....	41
2.11 การวิเคราะห์ระบบการวัด (Measurement System Analysis, MSA).....	43
2.12 โปรแกรมที่ใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ในปัจจุบัน .....	46
บทที่ 3 การดำเนินงานวิจัย .....	49
3.1 แนวทางการออกแบบพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์ .....	49
3.1.1 การวิเคราะห์ปัญหา.....	49
3.1.2 การออกแบบระบบและกระบวนการทำงานของโปรแกรม.....	52
3.1.3 การเขียนโปรแกรม.....	57
3.1.4 การจัดวางองค์ประกอบของโปรแกรม.....	59
3.1.5 การทดสอบและตรวจสอบวิธีการคำนวณผลของโปรแกรม (Program Testing & Verification).....	61
3.2 การทดสอบโปรแกรม และการใช้งานจริง .....	66
3.2.1 ผู้ร่วมงานวิจัย .....	66
3.2.2 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย.....	66
3.2.3 การออกแบบการทดสอบใช้งานโปรแกรม.....	67
3.2.4 ขั้นตอนการติดตั้งอุปกรณ์.....	69
3.2.5 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล .....	70
บทที่ 4 ผลการทดลองและการวิเคราะห์ข้อมูล .....	73
4.1 การวิเคราะห์ผลการออกแบบและพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์ .....	73
4.1.1 ผลการออกแบบกระบวนการทำงานของโปรแกรม .....	73
4.1.2 วิธีการติดตั้งโปรแกรมชีวกลศาสตร์เพื่อการใช้งาน .....	75
4.1.3 วิธีการใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์.....	75
4.1.4 การวิเคราะห์ผลการออกแบบและพัฒนาโปรแกรม.....	83



4.1.5 การเปรียบเทียบเวลาใช้งานของการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ระหว่าง 2 ระบบ .....	85
4.1.6 ผู้ที่สามารถนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ไปประยุกต์ใช้ .....	89
4.1.7 ข้อดีของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ .....	89
4.1.8 ข้อจำกัดของการใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ .....	90
4.2 การวิเคราะห์ผลการทดสอบใช้งานโปรแกรม โดยการวัดขนาดความยาวร่างกายของ หุ่นจำลอง .....	90
4.2.1 ผลการทดลอง .....	90
4.2.2 การวิเคราะห์ผลการทดลอง .....	91
4.3 การวิเคราะห์ผลการทดสอบใช้งานโปรแกรม โดยการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ ลัพท์ที่เกิดขึ้นต่อร่างกายผู้ถูกทดลอง เมื่อความสว่างและระยะห่างของแท็บเล็ตกับผู้ถูก ทดลองเปลี่ยนไป .....	97
4.3.1 ผลการทดลอง .....	97
4.3.2 การวิเคราะห์ผลการทดลอง .....	102
4.4 การวิเคราะห์ผลการใช้งานโปรแกรมจากผู้ใช้งาน 5 คน .....	108
4.4.1 ผลการทดลอง .....	108
4.4.2 วิเคราะห์ผลการทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว .....	111
4.4.3 วิเคราะห์ผลการทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิตอล .....	114
4.5 การวิเคราะห์ผลการใช้งานโปรแกรมในสภาพการทำงานจริง .....	117
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	120
5.1 สรุปผลงานวิจัย .....	120
5.2. ข้อเสนอแนะ .....	121
รายการอ้างอิง .....	122
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ .....	143

## สารบัญตาราง

ตารางที่ 1.1 รายงานของสำนักงานประกันสังคม กระทรวงแรงงาน ว่าด้วยเรื่องการประสบ อันตรายหรือเจ็บป่วยเนื่องจากการทำงาน จำแนกตามความร้ายแรงและอวัยวะที่ได้รับอันตราย ในช่วงปี พ.ศ. 2550 – 2555.....	1
ตารางที่ 2.1 ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Winter. DA, 1979).....	10
ตารางที่ 2.2 การประเมินภาระงานโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์ตามวิธีวัดโดยตรงและวิธีการถ่ายภาพ ..	29
ตารางที่ 2.3 ค่าแรงกดอัดสูงสุด (Compressive Strength, CS) ที่นักวิจัยท่านอื่นได้ทำได้ (ที่มา : ตรีฉัตร จำปาวัลย์, 2538).....	38
ตารางที่ 2.4 สมการทำนายค่าเฉลี่ยความแข็งแรงของข้อต่อทั้งหมด $S_j^*$ .....	41
ตารางที่ 3.1 การเปรียบเทียบความต้องการของฮาร์ดแวร์ (Hardware) ระหว่างเครื่อง คอมพิวเตอร์แบบตั้งโต๊ะ เครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา และแท็บเล็ต.....	50
ตารางที่ 3.2 การเปรียบเทียบความต้องการตามหลักปฏิบัติวิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่ายของ โปรแกรมที่มีใช้งานอยู่แล้วในปัจจุบัน กับโปรแกรมชีวกลศาสตร์.....	51
ตารางที่ 3.3 การเปรียบเทียบผลการคำนวณหาแรงแรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae .....	65
ตารางที่ 3.4 รูปแบบการเก็บข้อมูลการวัดสัดส่วนของหุ่นจำลอง .....	67
ตารางที่ 3.5 รูปแบบการเก็บข้อมูลจากผู้ถูกทดลอง.....	68
ตารางที่ 3.6 รูปแบบการทดลองของผู้ใช้งานโปรแกรมคำนวณแรงและโมเมนต์ลัม์บนแท็บเล็ต .....	69
ตารางที่ 4.1 ผลการวัดขนาดความยาวของแขนท่อนล่าง แขนท่อนบน และลำตัว ของหุ่นจำลอง....	91
ตารางที่ 4.2 ผลของการคำนวณโมเมนต์ลัม์ ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูก .....	100
ตารางที่ 4.3 สรุปผลการทดลองสำหรับการเลือกสภาวะการณใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ .....	106
ตารางที่ 4.4 เกณฑ์การตัดสินใจเพื่อยอมรับ อ้างจาก Automotive Industry Action Group (AIAG), 2002.....	107
ตารางที่ 4.5 ขนาดโมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูก จากผู้ทดลองใช้งานโปรแกรม.....	109

ตารางที่ 4.6 เกณฑ์การตัดสินใจเพื่อยอมรับ อ้างจาก Automotive Industry Action Group (AIAG), 2002..... 114

ตารางที่ 4.7 ผลการคำนวณโมเมนต์ด้วยโปรแกรมชีวกลศาสตร์ ในสภาพการทำงานจริง..... 118

ตารางที่ 4.8 สรุปผลการทดลองใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสภาพการทำงานจริง ..... 118



## สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของแบบจำลองระหว่าง Anatomical และ Link Segment ของขาท่อนบนและขาท่อนล่าง ตำแหน่งของข้อต่อถูกแทนด้วยจุด และชิ้นส่วนร่างกายถูกแทนที่ด้วยเส้นที่เชื่อมระหว่างจุด .....	11
รูปที่ 2.2 ความสัมพันธ์ของแบบจำลองระหว่างแผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram) และระบบช่วงเชื่อมข้อต่อ (Link Segment) แต่ละรายจะถูกระบายจากกันตรงตำแหน่งข้อต่อและแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของแรงที่กระทำบนแต่ละข้อต่อ .....	12
รูปที่ 2.3 แผนภาพวัตถุอิสระของแรงกิริยา แรงโน้มถ่วง โมเมนต์ลัพธ์ของแรง .....	13
รูปที่ 2.4 แผนภาพวัตถุอิสระของรายงค์ แต่ละอันในรูปแบบสภาวะสถิต .....	14
รูปที่ 2.5 แผนภาพวัตถุอิสระของรายงค์ แต่ละอันในรูปแบบสภาวะพลวัต .....	15
รูปที่ 2.6 แผนภาพวัตถุอิสระหาแรงกดอัดที่ได้จากแรงในแกนดิ่งบริเวณ L5/S1 .....	16
รูปที่ 2.7 แผนภาพวัตถุอิสระหาแรงกดอัดที่ได้จากแรงในแกนนอนบริเวณ L5/S1 .....	17
รูปที่ 2.8 แผนภาพวัตถุอิสระหาแรงกดอัดที่ได้จากแรงดิ่งของกล้ามเนื้อหลัง .....	18
รูปที่ 2.9 เครื่องมือวัดแบบมาร์ติน (Martin-type Anthropometer) .....	20
รูปที่ 2.10 เครื่อง Goniometer ในสมัยแรก .....	21
รูปที่ 2.11 การติดแผ่นพลาสติกอ่อนพร้อมมาร์คเกอร์ .....	23
รูปที่ 2.12 แผ่นพลาสติกอ่อนที่ติดลงบนผ้ายืดพร้อมพันเทปกาวเสริม .....	23
รูปที่ 2.13 อุปกรณ์จับยึดเสริม สายรัด (ภาพถ่าย) ชุดเข้ารูป (ภาพขวา) .....	24
รูปที่ 2.14 ฉากรูปตารางสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่ใช้เป็นมาตราส่วน (Calibrator) .....	24
รูปที่ 2.15 การบิดเบี้ยวของกล้อง ยี่ห้อแคนนอน รุ่น 550D เลนส์ kit 18 – 55 มิลลิเมตร .....	25
รูปที่ 2.16 การบิดเบี้ยวของกล้องบนแท็บเล็ต ยี่ห้อซัมซุง รุ่น Galaxy Note 10.1 .....	25
รูปที่ 2.17 ทำปฏิบัติงานจริง และแผนภาพวัตถุอิสระของแรงและทิศทางของแรงกับท่าทรงตัว .....	30
รูปที่ 2.18 แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อมือ .....	31
รูปที่ 2.19 แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อแขนส่วนล่าง .....	32

รูปที่ 2.20	แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อแขนส่วนบน.....	34
รูปที่ 2.21	แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อลำตัว.....	35
รูปที่ 2.22	แผนภาพของแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำบนหมอนรองกระดูก.....	37
รูปที่ 2.23	มุมที่ใช้ในสมการทำนายความแข็งแรง (Strength) ที่ใช้ประกอบในตารางที่ 2.4.....	40
รูปที่ 2.24	ค่าความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของการวัดและค่าจริง.....	43
รูปที่ 3.1	สถาปัตยกรรมของกระบวนการทำงานของโปรแกรมชีวกลศาสตร์.....	52
รูปที่ 3.2	โครงสร้างระบบการสั่งงานโปรแกรม.....	53
รูปที่ 3.3	ผังงานโปรแกรม (Program Flowchart).....	56
รูปที่ 3.4	ลักษณะหน้าจอการทำงานของ Adobe Flash Professional CS5.5.....	58
รูปที่ 3.5	ลักษณะหน้าจอการเขียนคำสั่งการทำงานบน Adobe Flash Professional CS5.5.....	58
รูปที่ 3.6	ลักษณะหน้าจอการทำงานของโปรแกรมชีวกลศาสตร์.....	59
รูปที่ 3.7	ลักษณะของกล่องคำสั่งย่อยเมื่อผู้ใช้งานกดเลือก.....	60
รูปที่ 3.8	ผลการคำนวณแรงและโมเมนต์.....	64
รูปที่ 3.9	ตำแหน่งการวัดสัดส่วนของหุ่นจำลอง.....	67
รูปที่ 3.10	แผนผังการเก็บข้อมูลตอนที่ 1.....	69
รูปที่ 3.11	แผนผังด้านบน (Top View) ของการเก็บข้อมูลตอนที่ 2.....	70
รูปที่ 4.1	ลักษณะของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ได้ออกแบบและพัฒนา.....	74
รูปที่ 4.2	หน้าจอโปรแกรมขณะเปิดใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ครั้งแรก.....	76
รูปที่ 4.3	หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกภาพนิ่งแล้ว.....	76
รูปที่ 4.4	ความหมายของสัญลักษณ์ต่าง ๆ.....	77
รูปที่ 4.5	หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างจุดของข้อต่อกระดูก.....	78
รูปที่ 4.6	หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างเส้นของร่างกาย.....	78
รูปที่ 4.7	หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างเส้นระนาบ.....	79
รูปที่ 4.8	หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างมุมระหว่าง 2 ร่างกาย.....	79

รูปที่ 4.9 หน้าจอโปรแกรมขณะทำมาตราส่วน .....	80
รูปที่ 4.10 หน้าจอโปรแกรมขณะขยายภาพ .....	80
รูปที่ 4.11 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่มเคลื่อนย้ายและปุ่มขยายภาพ .....	81
รูปที่ 4.12 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่ม Properties .....	81
รูปที่ 4.13 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่ม Force .....	82
รูปที่ 4.14 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่มคำนวณและผลของการคำนวณ .....	83
รูปที่ 4.15 การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนัก แบบใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ (ครั้งแรก).....	86
รูปที่ 4.16 การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนัก แบบใช้โปรแกรมชี วลศาสตร์บนแท็บเล็ต (ครั้งแรก).....	87
รูปที่ 4.17 การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนัก แบบใช้โปรแกรมชี วลศาสตร์บนแท็บเล็ต (ครั้งถัดไป).....	88
รูปที่ 4.18 Residual Plot ความยาวสัดส่วนของหุ่นจำลอง .....	93
รูปที่ 4.19 ผลการทดสอบ One-way ANOVA ระหว่างความยาวเฉลี่ยแขนล่าง .....	95
รูปที่ 4.20 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความแตกต่างของขนาดความยาวจากแต่ละเครื่องมือวัด ....	96
รูปที่ 4.21 ลักษณะการยกกล่องน้ำหนักขนาด 5 กิโลกรัม ด้วยท่ายกแบบ Stoop.....	97
รูปที่ 4.22 ผลการคำนวณแรงและโมเมนต์ลัพธ์ ด้วยโปรแกรม Excel บนเครื่องคอมพิวเตอร์ .....	98
รูปที่ 4.23 ผลการคำนวณแรงและโมเมนต์ลัพธ์ของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ซึ่พิกัดด้วยนิ้ว .....	99
รูปที่ 4.24 Residual Plot ของค่าคลาดเคลื่อนสัมพันธ์ของโมเมนต์.....	103
รูปที่ 4.25 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่าคลาดเคลื่อนสัมพันธ์ของโมเมนต์.....	104
รูปที่ 4.26 กราฟอิทธิพลจากความสว่างและระยะห่าง .....	105
รูปที่ 4.27 กราฟแสดงผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซึ่พิกัดด้วยนิ้ว.....	111
รูปที่ 4.28 ผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซึ่พิกัดด้วยนิ้ว .....	112
รูปที่ 4.29 กราฟแสดงผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซึ่พิกัดด้วยปากกาดีจิตอล .....	114
รูปที่ 4.30 ผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซึ่พิกัดด้วยปากกาดีจิตอล .....	115

รูปที่ 4.31 การยกกล่องสินค้าของพนักงานชาย ในสภาพการทำงานจริง ..... 117



## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

จากรายงานการศึกษาของ Troub และ Edward ในปี 1985 พบว่าร้อยละ 74 ของการบาดเจ็บจากการทำงานที่เกิดบริเวณหลังส่วนล่างเกิดจากการทำงานในกิจกรรมการยก การเดินถือ และการโยน ร้อยละ 15 เกิดจากการทำงานในกิจกรรมการผลักและการลาก (อรอุมา ลาสุนนท์, 2542) และจากรายงานของสำนักงานประกันสังคม กระทรวงแรงงาน ว่าด้วยเรื่องการประสบอันตรายหรือเจ็บป่วยเนื่องจากการทำงาน จำแนกตามความร้ายแรงและอวัยวะที่ได้รับอันตรายในช่วงปี พ.ศ. 2550 – 2555 (สำนักงานประกันสังคม, 2550-2555) พบว่าอาการบาดเจ็บที่หลังมีสัดส่วนเพิ่มขึ้น แสดงดังตารางที่ 1.1

ตารางที่ 1.1 รายงานของสำนักงานประกันสังคม กระทรวงแรงงาน ว่าด้วยเรื่องการประสบอันตรายหรือเจ็บป่วยเนื่องจากการทำงาน จำแนกตามความร้ายแรงและอวัยวะที่ได้รับอันตรายในช่วงปี พ.ศ. 2550 – 2555

ปี	จำนวนผู้ประสบอันตรายรวม (คน)	จำนวนผู้ประสบอันตรายบริเวณหลัง (คน)	สัดส่วน (%)
2550	198,652	4,976	2.50
2551	176,502	4,309	2.44
2552	149,436	4,381	2.93
2553	146,511	4,242	2.90
2554	129,632	3,855	2.97
2555	131,826	4,081	3.10

โครงสร้างของหลังส่วนล่าง (Lower Back) เป็นส่วนสำคัญมาก เพราะเป็นส่วนที่อ่อนแอที่สุดของลำสันหลัง เป็นตำแหน่งที่ก่อให้เกิดอาการปวดหลังและอาการบาดเจ็บให้แก่คนงาน (กิตติ อินทรานนท์, 2553) โดยเฉพาะหมอนรองกระดูกสันหลังตำแหน่ง L5/S1 (Lumbar5/Sacral1)



ดังนั้น การประเมินภาระงานก่อนการเคลื่อนย้ายสิ่งของจึงมีส่วนสำคัญในการช่วยกำหนดภาระงานที่เหมาะสมให้กับคนงาน เพื่อลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บหรือการประสบอันตรายที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่าง

การลดความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บอาจทำได้ด้วยการหาขีดความสามารถในการรับภาระงานของร่างกายของแต่ละคน เพื่อเป็นแนวทางไม่ให้รับภาระงานที่เกินขีดความสามารถของตน ซึ่งมีแนวทางหลัก ๆ อยู่ 3 แนวทางที่ใช้ศึกษา ได้แก่ แนวทางชีวกลศาสตร์ (Biomechanical Approach) แนวทางสรีรวิทยา (Physiological Approach) และแนวทางจิตวิทยาภาพ (Psychophysical Approach)

ในปัจจุบันมีวิธีประเมินความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บอยู่หลายวิธี เช่น การประเมินความเสี่ยงโดยแบบประเมินจากการสังเกต (Observation Assessment) ได้แก่ วิธีการรูล่า (Rapid Upper Limb Assessment : RULA) และวิธีรีบา (Rapid Entire Body Assessment : REBA) ทั้งสองวิธีนี้มีข้อเสียคือ เป็นการคาดคะเนจากสายตา จึงเกิดความคลาดเคลื่อนง่าย วิธีโอวาส (The Ovako Working Posture Analyzing System : OWAS) วิธีนี้ใช้ได้สะดวกและรวดเร็ว แต่ทำทางและภาระงานเป็นการประเมินอย่างกว้าง ๆ รายละเอียดจึงไม่เพียงพอต่อการนำไปประเมิน การประเมินความเสี่ยงโดยการวัดโดยตรงด้วยเครื่องมือวัดต่าง ๆ ได้แก่ วิธีพิจารณาจากค่า  $VO_2max$  (Maximal Oxygen Consumption) เป็นวิธีวัดที่ยุ่งยากอาจรบกวนและก่อความรำคาญให้แก่ผู้ถูกวัดเมื่อต้องสวมหน้ากากไว้ตักลมหายใจออก วิธีการวัดด้วยเครื่องมือวัดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography: EMG) เป็นวิธีการวัดที่ยุ่งยากต้องมีความชำนาญในการติดเครื่องมือ และถูกรบกวนจากสัญญาณต่าง ๆ ได้ง่าย วิธี NIOSH Lifting Equation เป็นการวัดที่ยังมีขอบเขตที่จำกัดของการใช้งานคือ ต้องเป็นการยกของอย่างช้า ๆ ต้องยกของด้วยสองมือและร่างกายต้องอยู่ในท่าทางที่เหมาะสม ต้องเป็นการศึกษาท่าทางการยกย้ายสิ่งของที่อยู่ในสภาพแวดล้อมที่เหมาะสม และไม่สามารถทำในท่าทางถือ ดัน ดึง การยกด้วยมือเดียว หรือการยกของขึ้นลงที่มีความถี่มาก ๆ ได้ และวิธีชีวกลศาสตร์ เป็นวิธีนี้ที่คำนวณหาแรงลัพธ์ที่กระทำกับข้อต่อกระดูกแต่ละชิ้นส่วนของร่างกายโดยตรงเมื่อมีแรงภายนอกมากระทำ ซึ่งทำให้รู้ค่าขีดความสามารถในการรับภาระงานของแต่ละข้อต่อกระดูกนั้น ๆ ของร่างกายได้โดยตรง

ชีวกลศาสตร์ (Biomechanics) ใช้หลักการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่เกิดขึ้นต่อข้อต่อกระดูกและกล้ามเนื้อจากการทำงานนั้น ๆ โดยพิจารณาอยู่สองแนวทางใหญ่ ๆ ได้แก่ การคำนวณในสภาวะสถิต (Statics) คือ ศึกษาร่างกายมนุษย์ในท่าทางอยู่นิ่ง หรือมีการเคลื่อนที่ช้ามาก ๆ หรืออัตราเร็วในการเคลื่อนที่คงที่ และในสภาวะพลวัต (Dynamics) คือ ศึกษาร่างกายมนุษย์ในท่าทางเคลื่อนที่เมื่อมีความเร่งเข้ามาเกี่ยวข้อง การคำนวณทางชีวกลศาสตร์ในระยะเริ่มแรกนั้นเป็น

การคำนวณในสภาวะสถิต โดยสมมติให้ร่างกายของคนประกอบด้วยส่วนแต่ละส่วนที่เป็นวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid Links) โดยกำหนดให้ข้อต่อต่าง ๆ มีลักษณะเป็นบานพับแบบง่าย เช่น งานวิจัยของ Park & Chaffin (1974) และ Roozbazar (1975) แต่ข้อเสียของการคำนวณชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตนั้น พบว่าแรงที่กระทำต่อกล้ามเนื้อและกระดูกที่คำนวณได้มีค่าต่ำกว่าที่ได้จากสภาพงานจริง ซึ่งเป็นสภาวะพลวัต ประมาณร้อยละ 40 (ตรีฉัตร จำปาวัลย์, 2538) นักวิจัยหลายท่านจึงได้ศึกษาชีวกลศาสตร์ในสภาวะพลวัต โดยการบันทึกตำแหน่งของข้อต่อกระดูกขณะที่มีการเคลื่อนไหว ซึ่งให้สภาวะที่ใกล้เคียงกับสภาพการทำงานจริง และสามารถประเมินขนาดแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นได้ใกล้เคียงความเป็นจริงมากกว่าการคำนวณชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิต อย่างไรก็ตามการคำนวณชีวกลศาสตร์ในสภาวะพลวัตนี้ยังไม่แพร่หลายในการนำไปศึกษาในสถานประกอบการ หรือในการทำงานจริง เนื่องจากข้อจำกัดในด้านเวลาและเครื่องมือที่ต้องใช้มากขึ้น รวมทั้งค่าใช้จ่ายที่ค่อนข้างสูงในการใช้อุปกรณ์บันทึกภาพต่อเนื่องและการหาพิกัดจุดเพื่อนำไปใช้ในการคำนวณ

ถึงแม้สภาพการทำงานส่วนใหญ่ในปัจจุบันอยู่ในสภาวะพลวัตแต่สามารถพิจารณาในท่าทางที่เรียกว่าสภาวะสถิตได้ โดยการวิเคราะห์สภาวะสถิตแบบต่อเนื่อง (Stop Motion) ที่มีลักษณะคล้ายกับการทำภาพเคลื่อนไหว (Animation) ซึ่งวิธีนี้ได้มีการนำมาศึกษาและพัฒนาเพื่อคำนวณหาค่าภาระงานให้ใกล้เคียงกับสภาพการทำงานจริงให้มากที่สุด โดยอาศัยภาพถ่ายต่อเนื่องขณะทำงานแล้วนำมาวิเคราะห์ เช่น งานวิจัยเรื่องขีดจำกัดที่ยอมรับได้ของการเคลื่อนย้ายวัสดุในภาระงานผสมสำหรับคนงานหญิง (อรอุมา ลาสุนนท์, 2542) งานวิจัยเรื่องขีดจำกัดสูงสุดที่ยอมรับได้ของการเข็นและลากรถเข็นบรรทุกของ (อภิชาติ แผ้วพาลชน, 2545) งานวิจัยเรื่องวิธีการประเมินสำหรับลดแรงกดอัดของหลังส่วนล่างในงานบรรจุผลิตภัณฑ์แผงบันไดข้างและสปอยเลอร์หลัง (กาญจนา หลวงโปธา, 2554) งานวิจัยเรื่องการวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552)

วิธีการหนึ่งที่ใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ตามแนวทางชีวกลศาสตร์คือ วิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่าย (Photogrammetry) ซึ่งมีขั้นตอนหลักดังนี้ (1) การติดตั้งอุปกรณ์ เริ่มแรกทำมาร์คเกอร์ (Marker) อาจใช้เป็นจุดสะท้อนแสงไว้บนตำแหน่งข้อต่อกระดูกของร่างกาย ควบคุมปริมาณแสงภายในห้อง ติดตั้งกล้องถ่ายภาพดิจิทัลห่างจากตัวผู้ทดสอบตามที่กำหนด และติดตั้งเสาอ้างอิงระยะเพื่อกำหนดมาตราส่วนของภาพ (2) การเก็บข้อมูล เริ่มจากบันทึกข้อมูลส่วนบุคคลของผู้ทดสอบคือ เพศและน้ำหนัก แล้วให้ผู้ทดสอบยกวัตถุด้วยท่าทางที่กำหนด พร้อมกับบันทึกภาพเคลื่อนไหวของผู้ทดสอบขณะยกด้วยกล้องถ่ายภาพดิจิทัล จากนั้นแปลงภาพเคลื่อนไหวให้เป็นภาพนิ่งเพื่อนำไปหาขนาดแรงและโมเมนต์ (3) การคำนวณ นำภาพนิ่งไปแปลงภาพเป็นตัวเลข (Digitization) และทำมาตราส่วน (Calibration) เพื่อหาระยะ ขนาดมุม และน้ำหนักของชิ้นส่วนร่างกาย โดยวาดเป็น

แผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram) และสุดท้ายนำค่าทั้งหมดไปคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ตามหลักการชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิต

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่นำมาใช้ในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์นั้น เริ่มตั้งแต่การคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ด้วยมือบนกระดาษ ต่อมาได้มีการสร้างโปรแกรมเพื่อลดเวลาและเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ที่สามารถใช้งานบนเครื่องคอมพิวเตอร์ขึ้น เช่น โปรแกรม Jack ของ The Center for Human Modeling and Simulation at the University of Pennsylvania ที่สร้างขึ้นในปี 1990 โปรแกรม Jack Human Simulation ที่ถูกพัฒนาต่อโดยบริษัทซีเมนส์ (Siemens) โปรแกรม NIOSH Lifting Equation ของสถาบันอาชีวอนามัยและความปลอดภัยแห่งชาติของสหรัฐอเมริกา (NIOSH) ที่สร้างขึ้นในปี 1991 และโปรแกรม 3DSSPP ของ The Center for Ergonomics of Michigan University ที่สร้างขึ้นในปี 1999 โปรแกรมที่กล่าวมานี้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์จากการสร้างแบบจำลองคล้ายมนุษย์ที่สร้างเลียนแบบท่าทางการทำงานจริง มีค่าใช้จ่ายในการลงทุนสำหรับอุปกรณ์และต้องเสียค่าลิขสิทธิ์ค่อนข้างสูง จากการปรับปรุงการศึกษาทางชีวกลศาสตร์อย่างต่อเนื่อง ได้มีการพัฒนาโปรแกรมเพื่อการรวบรวมขั้นตอนหรือลดอุปกรณ์ให้อยู่ภายในเครื่องเดียวกัน โดยเครื่องมือที่เลือกนำมาใช้ คือ แท็บเล็ต (Tablet) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ระบบคอมพิวเตอร์ที่นิยมใช้งานกันในปัจจุบัน มีจอแสดงผล แบทเตอรี่ กล้องถ่ายภาพนิ่งและบันทึกภาพเคลื่อนไหวในเครื่องเดียว ป้อนข้อมูลด้วยการสัมผัสหน้าจอด้วยนิ้ว (Finger) หรือปากกาดิจิตอล (Digital Pen) ทำให้น้ำหนักเบาและพกพาได้สะดวก และค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์ที่ไม่สูงมาก เช่น โปรแกรม NIOSH Lift Index ได้พัฒนาขึ้นในปี 2011 โปรแกรม 3DSSPP ได้พัฒนาขึ้นในปี 2012 อย่างไรก็ตามถึงแม้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นใช้บนแท็บเล็ตนี้สามารถช่วยลดอุปกรณ์และพกพาได้สะดวกในการนำไปใช้ประเมินในสถานที่ทำงานจริงได้ แต่โปรแกรมยังเป็นการประเมินจากแบบจำลองมนุษย์ที่ยังมีข้อจำกัดเรื่องท่าทางการทำงานที่ไม่ตรงกับที่โปรแกรมได้สร้างไว้ให้เลือกใช้

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงศึกษาเกี่ยวกับการปรับปรุงเครื่องมือที่ใช้ในการประเมินภาระงาน ด้วยการสร้างเครื่องมือประเมินภาระงานตามแนวทางชีวกลศาสตร์ด้วยโปรแกรมการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่กระทำกับข้อต่อกระดูกสำหรับการใช้งานบนแท็บเล็ต โดยยึดหลักการตามวิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่าย นั่นคือรวบรวมขั้นตอนตั้งแต่การติดตั้งและการบันทึกภาพด้วยกล้องถ่ายภาพดิจิตอลให้เปลี่ยนมาใช้กล้องที่ติดมากับแท็บเล็ตแทน ส่วนการแปลงภาพเป็นตัวเลข (Digitization) จากเดิมใช้เมาส์ (Mouse) ในการชี้ตำแหน่งข้อต่อกระดูกบนโปรแกรมของเครื่องคอมพิวเตอร์ เปลี่ยนมาใช้นิ้วหรือปากกาดิจิตอลสัมผัสบนหน้าจอของแท็บเล็ตแทน ให้โปรแกรมสามารถคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์จากภาพถ่ายของการทำงานจริงโดยที่โปรแกรมไม่จำกัดท่าทางการทำงาน สามารถวาด

แผนภาพวัตถุอิสระซ้อนทับบนภาพถ่ายของการทำงานจริงได้ สามารถคำนวณและแสดงผลของแรง และโมเมนต์ลัพท์ได้ทุกข้อต่อกระดูก พร้อมกับประเมินคุณภาพของโปรแกรมที่สร้างขึ้นภายใต้สภาวะการณ์ต่าง ๆ ได้แก่ (1) ความสว่างของสภาพแวดล้อม เพราะแสงสว่างในการถ่ายภาพเป็นอีกปัญหาหนึ่งที่มีผลต่อความแม่นยำในการลงพิกัดของข้อต่อกระดูก หากมีแสงน้อยเกินไปส่งผลให้ภาพที่ได้ไม่ชัดเจน การทำงานยกย้ายส่วนใหญ่เป็นการทำงานภายในหรือบริเวณรอบอาคาร ซึ่งมีการใช้แสงจากหลอดไฟฟ้า เช่น งานขนถ่ายสินค้า งานวัสดุคงคลัง ตามกฎกระทรวง ว่าด้วยข้อกำหนดมาตรฐานในการบริหารและการจัดการด้านความปลอดภัยอาชีวอนามัยและสภาพแวดล้อมในการทำงานเกี่ยวกับความร้อน แสงสว่าง และเสียง พ.ศ. 2549 ระบุไว้ว่า มาตรฐานความเข้มของแสงสว่าง ณ บริเวณพื้นที่ทั่วไปของอาคาร ของจุดขนถ่ายสินค้า ต้องไม่ต่ำกว่า 100 ลักซ์ ดังนั้นงานวิจัยนี้สนใจศึกษาความสว่างของแสงภายในอาคารที่ 50 และ 250 ลักซ์ (2) ระยะห่างระหว่างผู้ถูกทดสอบกับกล้องบนแท็บเล็ต จากงานวิจัยของณัฐพล พุดยางกูร (2552) ได้ศึกษาระยะห่างระหว่างกล้องกับวัตถุที่ระยะ 2.61, 3.27, 4.62, 5.6 และ 7 เมตร เมื่อวัตถุเป็นหุ่นจำลองที่มีความหนาและส่วนโค้งคล้ายมนุษย์ โดยใช้กล้องถ่ายภาพดิจิทัล ยี่ห้อแคนนอน รุ่น SLR 350D ผลการทดลองพบว่าที่ระยะห่าง 7 เมตร นั้น ให้ผลคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ระยะห่างระหว่างกล้องกับผู้ถูกทดสอบเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่น่าสนใจ แต่ไม่ได้มีการพูดถึงในขั้นตอนการทดลองของงานวิจัยที่ผ่านมา ๆ มากนัก ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้ศึกษาผลของระยะห่างระหว่างกล้องบนแท็บเล็ตกับผู้ถูกทดสอบที่ระยะห่าง 2 4 และ 6 เมตร สำหรับภาพถ่ายที่นำไปคำนวณด้วยโปรแกรมบนแท็บเล็ต เปรียบเทียบกับภาพที่ถ่ายด้วยกล้องดิจิทัล ยี่ห้อแคนนอน รุ่น DSLR 550D ที่ระยะห่าง 8 เมตร สำหรับการคำนวณด้วยโปรแกรมบนเครื่องคอมพิวเตอร์ และ (3) ผู้ใช้งาน เพื่อประเมินผลด้านระบบการวัดเรื่องความเที่ยงของเครื่องมือวัดของโปรแกรมที่สร้างขึ้นเมื่อใช้งานบนแท็บเล็ต โดยวิเคราะห์ความผันแปรด้าน Repeatability (ความสามารถในการวัดซ้ำ) และ Reproducibility (ความสามารถในการให้ผลซ้ำ)

งานวิจัยนี้หวังให้โปรแกรมที่สร้างขึ้นนี้ ช่วยลดอุปกรณ์และเวลาที่ใช้ในการประเมินภาระงานของพนักงาน สะดวกต่อการนำไปใช้ในสถานที่ปฏิบัติงานจริง สามารถนำภาพถ่ายการทำงานจริงมาใช้งานได้ ให้ผลลัพธ์รวดเร็วกว่าวิธีเดิม และยังคงให้ความถูกต้องของผลการคำนวณ ด้วยเงินลงทุนค่าอุปกรณ์ที่ไม่สูงมาก ซึ่งจะก่อให้เกิดแรงจูงใจต่อผู้ประกอบการหรือเจ้าของโรงงานหันมาให้ความสำคัญกับเรื่องความปลอดภัยในการทำงานและสุขภาพของพนักงานมากขึ้น การที่พนักงานทำงานได้นานขึ้น มีชั่วโมงการทำงานที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น พนักงานไม่ต้องหยุดพักเป็นระยะ ๆ ไม่ลาป่วยบ่อย ทำให้มีผลผลิตมากขึ้น รายได้ของผู้ประกอบการก็จะดีขึ้นตาม เนื่องจากค่าใช้จ่ายจากการเจ็บป่วยของพนักงานลดลง และยังส่งผลต่อเงินสวัสดิการสังคมและเงินจากรัฐบาลที่ต้องจ่ายก็จะลดลงตามไปด้วย

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อออกแบบและทดสอบโปรแกรมคำนวณแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่ใช้เป็นเครื่องมือประเมินภาระงานแบบ 2 มิติในสภาวะสถิตตามแนวทางชีวกลศาสตร์สำหรับใช้งานบนแท็บเล็ต
2. เพื่อประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรมที่ได้สร้างขึ้นภายใต้สภาวะการณต่าง ๆ ได้แก่ ความสว่างของสภาพแวดล้อม ระยะห่างระหว่างผู้ถูกทดสอบกับกล้องแท็บเล็ต และผู้ใช้งาน

## 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

ออกแบบและทดสอบโปรแกรมคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่สามารถใช้งานบนแท็บเล็ตด้วยระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ 4.1 (Android Operating System Version 4.1) โดยอาศัยแบบแผนการคำนวณและข้อมูลตามแนวทางชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติ ในระนาบตั้งฉากที่แบ่งร่างกายออกเป็นซีกซ้ายและซีกขวา (Sagittal Plane) เพื่อคำนวณหาแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อข้อต่อกระดูกของร่างกาย ได้แก่ ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า เมื่อมีภาระงานมากระทำต่อร่างกาย และโปรแกรมชีวกลศาสตร์นี้สามารถบอกขีดความสามารถในการรับภาระงานของแต่ละข้อต่อกระดูกในแต่ละคนได้ (Joint Strength) เพื่อเป็นแนวทางป้องกันไม่ให้เกิดภาระงานที่เกินขีดความสามารถของตน โดยภาพนิ่งที่นำมาใช้ควรเป็นภาพที่ผู้ยกหันด้านซีกขวามือเพื่อผลลัพธ์ของค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูกที่สอดคล้องกับหลักการตามแนวทางของ Chaffin และ Andersson (1991)

การประเมินประสิทธิภาพของโปรแกรมที่ถูกสร้างขึ้นนั้นทดสอบด้วยการนำค่าโมเมนต์ลัพท์ที่คำนวณได้จากโปรแกรมเมื่อชี้พิกัดข้อต่อกระดูกด้วยนิ้วและปากกาดิจิตอลที่สัมผัสบนหน้าจอแท็บเล็ต โดยใช้ภาพที่ถ่ายจากแท็บเล็ต เทียบกับการชี้พิกัดด้วยเมาส์จากโปรแกรมบนเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยใช้ภาพที่ถ่ายจากกล้องดิจิตอล DSLR 550D ภายใต้ความสว่างของแสงล้อมรอบในอาคาร (Ambient Light) ของผู้ถูกทดสอบที่แตกต่างกัน 2 ระดับ คือ 50 และ 250 ลักซ์ และระยะห่างระหว่างกล้องแท็บเล็ตกับผู้ถูกทดสอบ 3 ระยะ คือ 2 4 และ 6 เมตร กับท่ายกแบบเข่าตึง-ก้มหลัง-ยกขึ้น (Stoop) สำหรับกล้องน้ำหนักขนาด 5 กิโลกรัม และการประเมินประสิทธิภาพของจากผู้ทดลองใช้ 5 คน

#### 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้เครื่องมือประเมินภาระงานตามแนวทางชีวกลศาสตร์ที่ช่วยลดเวลา ลดอุปกรณ์ และมีความถูกต้องในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัมพ์ที่กระทำกับข้อต่อกระดูกร่างกายแบบ 2 มิติ ในสภาวะสถิต
2. ได้เครื่องมือเพื่อเป็นสื่อการเรียนการสอนสำหรับวิชาชีวกลศาสตร์
3. ได้เครื่องมือที่ทำให้เกิดแรงจูงใจต่อผู้ที่เกี่ยวข้องหันมาให้ความสำคัญกับเรื่องความปลอดภัยในการทำงานและสุขภาพของพนักงานที่มีหน้าที่ยกย้ายสินค้า

#### 1.5 วิธีการดำเนินการศึกษาและวิจัย

1. ศึกษาที่มาและสาเหตุของปัญหาที่เกิดขึ้น
2. ศึกษาทฤษฎีและวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง
3. ศึกษาพัฒนาการขีดความสามารถของเครื่องคอมพิวเตอร์ กล้องถ่ายภาพและแท็บเล็ต
4. ออกแบบและกำหนดลักษณะของโปรแกรมคำนวณแรงและโมเมนต์ลัมพ์ตามแนวทางชีวกลศาสตร์
5. ออกแบบการทดสอบการใช้งานโปรแกรม
6. จัดทำโปรแกรม
7. ทดสอบการใช้งานโปรแกรม และเก็บข้อมูล
8. วิเคราะห์ข้อมูล
9. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ
10. จัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์และเผยแพร่ผลงาน

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ชีวกลศาสตร์ เป็นแนวทางหนึ่งที่ใช้ศึกษาการสนองตอบของร่างกายต่อภาระงาน (Loads) ที่กระทำต่อร่างกายในขณะที่ทำกิจกรรมหรือทำงานใด ๆ เช่น การออกแรงยก ดึง ผลัก ถือของ เป็นต้น โดยจะเน้นการวิเคราะห์ขนาดแรงและโมเมนต์ที่เกิดกับข้อต่อกระดูกต่าง ๆ บนร่างกาย เช่น ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า เป็นต้น โดยอาศัยความรู้ด้านกลศาสตร์ สัดส่วนร่างกาย กายวิภาคศาสตร์ และสรีรวิทยา มาทำความเข้าใจกันในรูปแบบโมเดลทางคณิตศาสตร์ และใช้กฎทางฟิสิกส์อธิบายความเป็นมาของพฤติกรรมของร่างกายทั้งในสภาวะสถิต และสภาวะพลวัต

Chaffin และ Andersson (1984) กล่าวว่าชีวกลศาสตร์ใช้กฎของฟิสิกส์ และแนวคิดทางวิศวกรรมศาสตร์ในการอธิบายการเคลื่อนไหวผ่านสัดส่วนของร่างกายที่แตกต่างกันและแรงที่มากระทำบนส่วนของร่างกายนั้น ๆ ระหว่างการทำกิจกรรมประจำวัน (Chaffin & Andersson, 1984)

วิชาชีวกลศาสตร์ถูกนำไปประยุกต์ใช้ในวงการวิศวกรรมเพื่อการวิเคราะห์สภาพการทำงาน ของร่างกาย ซึ่งมักเกี่ยวข้องกับการออกแรงและท่าทางการทำงานที่บังคับให้ร่างกายต้องทำท่าทางนั้น เนื่องจากสภาพแวดล้อมบังคับ ส่วนในวงการแพทย์เพื่อการศึกษารูปแบบการเคลื่อนไหวที่เป็นปกติ และไม่ปกติ แล้วนำมาสร้างอุปกรณ์ทางการแพทย์ เช่นการทำแขนเทียม ขาเทียม ส่วนในวงการกีฬา เป็นการศึกษาเพื่อเพิ่มสมรรถภาพของนักกีฬา

#### 2.1 แนวทางชีวกลศาสตร์

Winter (1979) ได้เสนอวิธีการคำนวณตามแนวทางชีวกลศาสตร์เพื่อหาขนาดแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อวัตถุแข็งเกร็งเป็นไปตามกฎของนิวตัน โดยใช้หลักการพิจารณาร่างกายเสมือนเป็นระบบช่วงเชื่อมข้อต่อ (Link Segment) คือแบ่งชิ้นส่วนร่างกายออกเป็น ส่วน ๆ ส่วนที่อยู่ระหว่างข้อต่อ (รอยง่าม หรือ Segment) ได้แก่ มือ แขนส่วนล่าง แขนส่วนบน ลำตัวและศีรษะ ขาส่วนบน ขาส่วนล่าง และเท้า และต้องใช้ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry) เพื่อหาขนาดของความยาว น้ำหนัก จุดศูนย์กลางของน้ำหนักหรือมวล (Center of Mass) ของแต่ละรอยง่าม (Winter, DA, 1979) ดังรูปที่ 2.1

**2.1.1 สถิตยศาสตร์ (Statics)** เป็นการศึกษาวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid Body) ซึ่งถูกกระทำ ในขณะที่อยู่นิ่งกับที่ โดยการวิเคราะห์และแก้ปัญหาจากการคำนวณหาขนาดของแรง โมเมนต์และโมเมนต์บิดที่ทำให้ส่วนที่ถูกแรงกระทำนั้นอยู่ในสภาวะที่สมดุลสถิต ตัวอย่างของภาระงานสถิตในการ

ทำงานประจำวัน ได้แก่ การนั่งทำงานคอมพิวเตอร์ การถือสิ่งของ เป็นต้น และยังสามารถใช้การวิเคราะห์เชิงสถิติได้กับภาระงานที่มีการเคลื่อนไหวซ้ำมาก ๆ ได้

**2.1.2 พลศาสตร์ (Dynamics)** เป็นการศึกษาวัตถุแข็งเกร็ง ที่ถูกแรงกระทำให้มีการเคลื่อนไหวหรือเคลื่อนที่โดยการวิเคราะห์และแก้ปัญหาจากความสัมพันธ์ของการกระจัด ความเร็ว ความเร่ง กับเวลา แบบไม่มีการคำนึงถึงผลของแรง และแบบคำนึงถึงผลของแรง ตัวอย่างของภาระงานเชิงพลวัตในการทำงานประจำวัน ได้แก่ การเดิน การขนส่งสิ่งของด้วยแรงกายคน การเข็นรถ การแบกหามสิ่งของ เป็นต้น โดยการศึกษาเชิงพลวัตนี้ สามารถจำแนกออกเป็น 2 ส่วนคือ คิเนแมติกส์ (Kinematics) และคิเนติกส์ (Kinetics)

**2.1.3 คิเนแมติกส์ (Kinematics)** เป็นการศึกษาวัตถุแข็งเกร็ง ที่ถูกทำให้มีการเคลื่อนไหวหรือเคลื่อนที่โดยไม่คำนึงถึงผลของแรงที่มากระทำทำให้เคลื่อนไหว ตัวแปรคิเนแมติกส์จะเป็นการกระจัดที่เป็นเส้นตรง (Linear Displacement) หรือการกระจัดที่เป็นมุม (Angular Displacement) ความเร็ว (เมตร/วินาที) และความเร่ง (เมตร/วินาที<sup>2</sup>) และเวลา เป็นต้น

**2.1.4 คิเนติกส์ (Kinetics)** เป็นการศึกษาวัตถุแข็งเกร็ง ที่ถูกทำให้มีการเคลื่อนไหวหรือเคลื่อนที่โดยคำนึงถึงผลของแรงที่มากระทำทำให้เคลื่อนไหว โดยแรงนี้เป็นได้ทั้งแรงกระทำที่เกิดจากภายนอกและแรงที่เกิดจากภายใน ในวิชาชีวกลศาสตร์ แรงภายในคือแรงที่เกิดโดยการทำงานของกล้ามเนื้อ (Muscles) เอ็นยึด (Ligaments) และข้อต่อ (Joints) ส่วนแรงภายนอกนั้นเป็นแรงจากพื้น (แรงโน้มถ่วง) และจากแหล่งภายนอก (น้ำหนักวัตถุ แรงต้านของลม น้ำหนักของรถเข็น) ตัวอย่างการวิเคราะห์เชิงคิเนติกส์ เช่น การประเมินแรงของกล้ามเนื้อที่ใช้เพื่อเอาชนะโมเมนต์ภายนอก การคำนวณแรงภายนอกที่กระทำที่ข้อต่อ การคำนวณแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำต่อข้อต่อ และการประเมินค่าพลังงานที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อกกล้ามเนื้อทำงานในระดับต่าง ๆ กัน เป็นต้น

**2.1.5 การวัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์ (Anthropometry)** เป็นการศึกษาเกี่ยวกับสัดส่วนร่างกาย และสมบัติทางกายภาพของมนุษย์ เช่น ส่วนสูง น้ำหนัก (หรือมวล) ปริมาตร จุดศูนย์ถ่วง สมบัติของแรงของส่วนของร่างกาย และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ เป็นต้น มีข้อมูลสัดส่วนร่างกายมากมายที่มีผู้รวบรวมและตีพิมพ์พร้อมให้นำไปใช้งาน ซึ่งเป็นข้อมูลของประชากรต่างประเทศ อายุ และจากแหล่งต่าง ๆ ทั่วโลก ในประเทศไทยได้มีงานวิจัยของกิตติ อินทรานนท์ (2553) ศึกษาการหามวลของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายและจุดศูนย์กลางมวล มีการวิจัยและสำรวจโครงสร้างร่างกายและสัดส่วนของคนไทยเป็นระยะ โดยสำนักงานมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม กระทรวงอุตสาหกรรม แต่ข้อมูลจากการสำรวจยังไม่เพียงพอในการนำมาใช้เพื่อหาสัดส่วนของร่างกายอย่างละเอียด จึงต้อง



อาศัยข้อมูลจากต่างประเทศมาคำนวณ ข้อมูลที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้มาจากการเรียบเรียงของ Winter (1979) ที่ได้สรุปและรวบรวมผลการวัดสัดส่วนของหลาย ๆ ผู้วิจัย ดังนี้

ตารางที่ 2.1 ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Winter. DA, 1979)

ส่วนของร่างกาย	มวลของ ชิ้นส่วน เทียบกับ มวลของ ร่างกาย	ศูนย์กลางมวลเทียบกับ ความยาวของร่างกาย ส่วนต่าง ๆ		รัศมีจเรชั่นเทียบกับความยาวของ ร่างกายส่วนต่าง ๆ		
		Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal
มือ	0.006M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M
แขนส่วนล่าง	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M
แขนส่วนบน	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M
ลำตัว ศีรษะและคอ	0.578 M	0.660	0.340 P	0.503	0.830	0.607 M
ขาส่วนบน	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M
ขาส่วนล่าง	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M
เท้า	0.0145 M	0.500	0.500 P	0.475	0.690	0.690 P

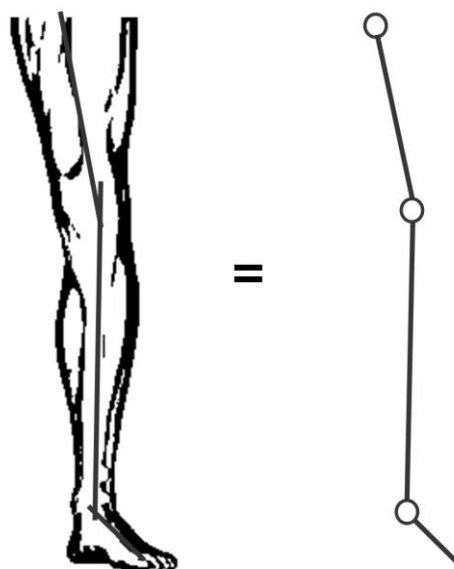
เมื่อ M คือ มวลรวมของร่างกาย P คือ ความยาวของร่างกายส่วนต่าง ๆ

และเพื่อความน่าเชื่อถือของข้อมูลในการพิจารณาแบบระบบช่วงเชื่อมข้อต่อ จึงต้องตั้งสมมุติฐานประกอบในการคำนวณ ดังนี้

1. ร่างกายมนุษย์ประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ที่เรียกว่า ulyang (Segment)
2. ulyang แต่ละอันเปรียบเสมือนวัตถุแข็งเกร็ง
3. ในแต่ละulyang มวลรวมของulyang นั้น ๆ จะถูกกำหนดให้อยู่คงที่ ณ จุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass, COM) ซึ่งเป็นจุดศูนย์กลาง (Center of Gravity, COG) โดยมีทิศทางในแนวตั้ง
4. ตำแหน่งศูนย์กลางมวลจะอยู่คงที่ ถึงแม้ulyang นั้นจะมีการเคลื่อนไหว
5. ข้อต่อจะพิจารณาให้เป็นข้อต่อแบบบานพับ (Hinge Joint) หรือ ข้อต่อแบบเบ้า (Ball and Socket Joint)

6. ขนาดโมเมนต์ของการหมุน ที่ตำแหน่งศูนย์กลางมวลของแต่ละร่างกายจะคงที่ระหว่างการเคลื่อนไหว

7. ความยาวของแต่ละร่างกายจะยังคงที่ระหว่างการเคลื่อนไหว



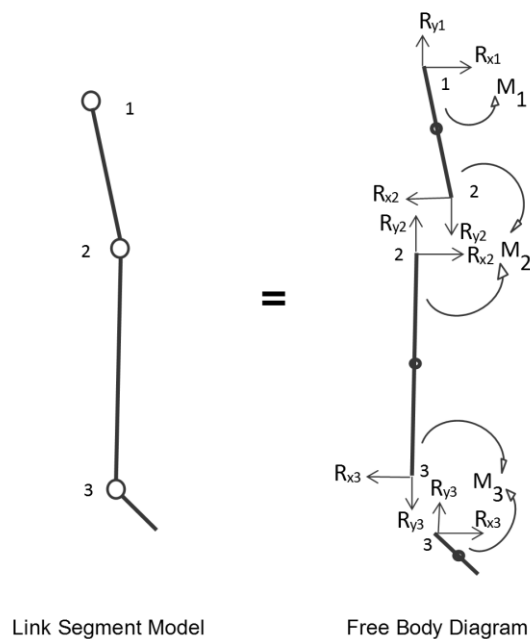
Anatomical Model

Link Segment Model

รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของแบบจำลองระหว่าง Anatomical และ Link Segment ของขาที่อนบนและขาที่อนล่าง ตำแหน่งของข้อต่อถูกแทนด้วยจุด และชิ้นส่วนร่างกายถูกแทนที่ด้วยเส้นที่เชื่อมระหว่างจุด

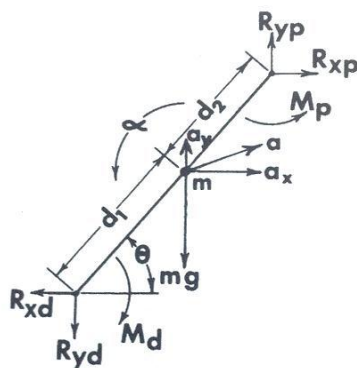
แรงกิริยา (Action Force) บนชิ้นส่วนนั้น ๆ ได้แก่ แรงอันเนื่องมาจากแรงโน้มถ่วงของโลก (Gravitational Force) ซึ่งมีทิศทางในแนวตั้งผ่านจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละชิ้นส่วนและมีขนาดเท่ากับ  $9.8$  เมตร/วินาที<sup>2</sup> แรงปฏิกิริยา หรือแรงโต้ตอบจากพื้น (Ground Reaction Force) โดยปกติจะเป็นแรงที่พื้นกระทำกับเท้า แรงภายนอก (External Force) โดยปกติแรงภายนอกจะหมายถึงน้ำหนักของสิ่งที่กำลังยกขึ้นหรือลง หรือผลัก หรือเข็น หรือดึง ตามลักษณะของการทำงานนั้น เราจะพิจารณาให้แรงนั้นเป็นเวกเตอร์กระทำที่จุดใดจุดหนึ่ง ซึ่งปกติจะเรียกว่า Center of Pressure (COP) แรงกล้ามเนื้อและเอ็น (Muscle and Ligament Forces) โดยปกติจะเป็นแรงลัพธ์ที่กระทำบริเวณข้อต่อกระดูกและสามารถคำนวณในรูปโมเมนต์ลัพธ์

จากแรงทั้งสามที่กล่าวมานั้น เป็นแรงที่กระทำบนระบบร่างกายทั้งหมด สำหรับการคำนวณหาขนาดแรงที่กระทำบนร่างกายใดอย่างหนึ่ง ต้องใช้แผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram) โดยการแยกชิ้นส่วนของร่างกายออกมาเป็นชิ้น ๆ ซึ่งช่วยในการวิเคราะห์หาขนาดแรงปฏิกิริยาทั้งหมดที่ไม่ทราบค่าที่กระทำบนข้อต่อกระดูกของร่างกายนั้นได้โดยอาศัยกฎข้อที่ 3 ของนิวตัน ที่กล่าวว่า ทุกแรงกิริยาย่อมมีแรงปฏิกิริยาขนาดเท่ากันกระทำในทิศตรงกันข้ามเสมอ ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ความสัมพันธ์ของแบบจำลองระหว่างแผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram) และระบบช่วงเชื่อมข้อต่อ (Link Segment) แต่ละร่างกายจะถูกแยกจากกันตรงตำแหน่งข้อต่อและแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ของแรงที่กระทำบนแต่ละข้อต่อ

สมการพื้นฐานของการคำนวณแบบระบบช่วงเชื่อมข้อต่อบนแผนภาพวัตถุอิสระส่วนของร่างกายแต่ละชิ้นทำหน้าที่ได้อย่างอิสระภายใต้อิทธิพลของแรงปฏิกิริยาและโมเมนต์ ภายใต้แรงโน้มถ่วงของโลก โดยพิจารณาการเคลื่อนไหวของระนาบของชิ้นส่วน ในระบบจลนศาสตร์ (Kinematic) Anthropometrics และแรงปฏิกิริยาที่ตำแหน่ง Distal ของร่างกายที่รู้ค่า ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 แผนภาพวัตถุอิสระของแรงกิริยา แรงโน้มถ่วง โมเมนต์ลัพธ์ของแรง ความเร่งเชิงเส้นและความเร่งเชิงมุม แบบสมบรูณ์ของหนึ่งร่างกาย

ตัวแปรที่ทราบค่า

$a_x, a_y$  คือ ความเร่งของร่างกายที่ตำแหน่งศูนย์กลางมวล

$\theta$  คือ มุมของร่างกายกับระนาบแนวนอน (Horizontal Plan) ของการเคลื่อนที่

$\alpha$  คือ อัตราเร่งเชิงมุมของร่างกายกับระนาบของการเคลื่อนที่

$R_{xd}, R_{yd}$  คือ แรงปฏิกิริยา ที่ตำแหน่ง Distal ของร่างกาย

$M_d$  คือ โมเมนต์สุทธิที่กระทำบนร่างกายที่ตำแหน่ง Distal ของข้อต่อ

ตัวแปรที่ไม่ทราบค่า

$R_{xp}, R_{yp}$  คือ แรงปฏิกิริยา ที่ตำแหน่ง Proximal ของร่างกาย

$M_p$  คือ โมเมนต์สุทธิที่กระทำบนร่างกายที่ตำแหน่ง Proximal ของข้อต่อ

สมการที่ใช้

$$1. \sum F_x = ma_x$$

$$R_{xp} - R_{xd} = ma_x$$

$$2. \sum F_y = ma_y$$

$$R_{yp} - R_{yd} - mg = ma_y$$

$$3. \text{โมเมนต์ที่จุดศูนย์กลางมวลของร่างกาย } \sum M_0 = I_0 \alpha$$

## 2.2 การศึกษาชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิต (Statics)

การคำนวณหาขนาดของแรงและโมเมนต์ในรูปแบบสภาวะสถิต (ไม่มีการเคลื่อนไหว หรือมีแต่ไม่มากและเป็นไปอย่างช้ามาก) นั้นแสดงว่าจากสมการพื้นฐานที่กล่าวก่อนหน้านี้ จะมีความเร่งของร่างกาย และค่าอัตราเร่งเชิงมุมของร่างกายเป็นศูนย์ ( $a, \alpha = 0$ ) ดังนั้นจะได้สมการการคำนวณในระบบแรงอยู่ในสมดุลสถิต ดังนี้

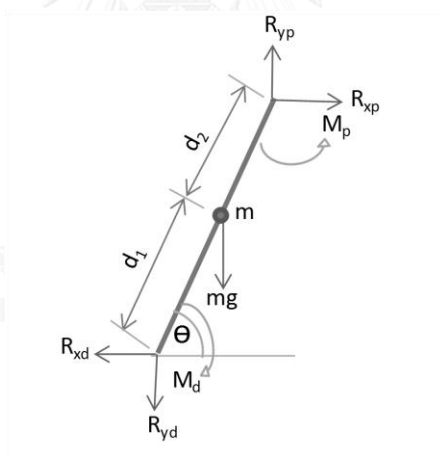
$$\sum F_x = 0 \quad (\text{ผลรวมของแรงทั้งหมดในแนวแกน X มีค่าเป็นศูนย์})$$

$$\sum F_y = 0 \quad (\text{ผลรวมของแรงทั้งหมดในแนวแกน Y มีค่าเป็นศูนย์})$$

$$\sum M_{cm} = 0 \quad (\text{ผลรวมของโมเมนต์รอบจุดใด ๆ มีค่าเป็นศูนย์})$$

รูปแบบสมการคำนวณสภาวะสถิตนี้ สามารถนำไปใช้กับลักษณะการทำงานที่หยุดอยู่กับที่หรือมีการเคลื่อนไหวช้ามาก ๆ หรือเป็นการเคลื่อนที่แต่เลือกพิจารณาในขณะหยุดนิ่ง (Stop Motion)

### การคำนวณในสภาวะสถิต (Statics)



รูปที่ 2.4 แผนภาพวัตถุอิสระของร่างกาย แต่ละอันในรูปแบบสภาวะสถิต

การหาแรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อใด ๆ ในแนวแกนนอน คำนวณได้จากสูตร  $\sum F_x = 0$

แทนค่าได้  $R_{xp} = R_{xd}$

โดยที่  $R_{xp}$  คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อ Proximal ในแนวแกนนอน

$R_{xd}$  คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อ Distal ในแนวแกนนอน

การหาแรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อใด ๆ ในแนวแกนตั้ง คำนวณได้จากสูตร  $\sum F_y = 0$

แทนค่าได้  $R_{yp} = R_{yd} + mg$

โดยที่  $R_{yp}$  คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อ Proximal ในแนวแกนตั้ง

$R_{yd}$  คือ แรงปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อ Distal ในแนวแกนตั้ง

$m$  คือ มวลของรยางค์ที่กำลังคำนวณ

$g$  คือ ค่าความเร่งตามแรงดึงดูด ใช้ค่า 9.8 เมตร/วินาที<sup>2</sup>

การหาโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับข้อต่อใด ๆ คำนวณได้จากสูตร  $\sum M_{cm} = 0$

แทนค่าได้  $M_p = M_d - R_{yd}d_1 \cos \theta + R_{xd}d_1 \sin \theta - R_{yp}d_2 \cos \theta + R_{xp}d_2 \sin \theta$

โดยที่  $M_p$  โมเมนต์ปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อ Proximal

$M_d$  โมเมนต์ปฏิกิริยาที่กระทำบนข้อต่อ Distal

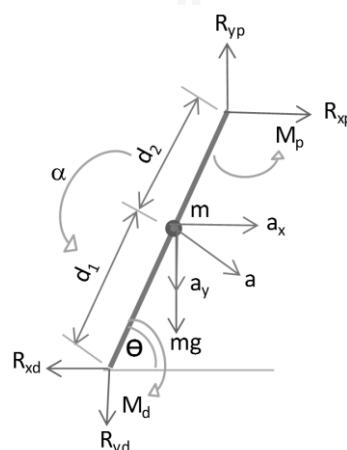
$\theta$  คือ มุมทางขวาของรยางค์เทียบกับแกนในแนวนอน

$d_1$  คือ ระยะทางจากข้อต่อ Proximal ถึงจุดศูนย์กลางมวลของรยางค์

$d_2$  คือ ระยะทางจากข้อต่อ Distal ถึงจุดศูนย์กลางมวลของรยางค์

## 2.3 การศึกษาชีวกลศาสตร์ในสภาวะพลวัต (Dynamics)

### การคำนวณในสภาวะพลวัต (Dynamics)



รูปที่ 2.5 แผนภาพวัตถุอิสระของรยางค์ แต่ละอันในรูปแบบสภาวะพลวัต

การหาแรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อใด ๆ ในแนวแกนนอน คำนวณได้จากสูตร  $\sum F_x = 0$

แทนค่าได้  $R_{xp} = R_{xd} + ma_x$

โดยที่  $a_x$  คือ ความเร่งสู่ศูนย์กลางมวลในแนวนอน

การหาแรงปฏิกิริยาที่กระทำกับข้อต่อใด ๆ ในแนวแกนตั้ง คำนวณได้จากสูตร  $\sum F_y = 0$

แทนค่าได้  $R_{yp} = R_{yd} + mg + ma_y$

โดยที่  $a_y$  คือ ความเร่งสู่ศูนย์กลางมวลในแนวตั้ง

การหาโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับข้อต่อใด ๆ คำนวณได้จากสูตร  $\sum M_{cm} = I_{cm}\alpha$

แทนค่าได้  $M_p = M_d + I_{cm}\alpha - R_{yd}d_1 \cos \theta + R_{xd}d_1 \sin \theta - R_{yp}d_2 \cos \theta + R_{xp}d_2 \sin \theta$

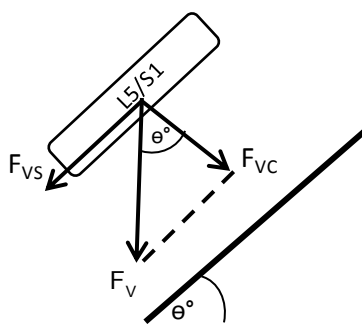
โดยที่  $I_{cm}$  คือ โมเมนต์ความเฉื่อยรอบจุดศูนย์กลางมวลของรยางค์

$\alpha$  คือ อัตราเร่งเชิงมุมของ  $\theta$

## 2.4 การศึกษาหาค่าแรงกดอัดบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่าง

แรงกดอัดที่กระทำบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่าง L5/S1 ประกอบด้วยแรงที่เกิดจาก 1. แรงกิริยาจากน้ำหนักร่างกาย น้ำหนักสิ่งของที่ยก และความเร่งในขณะที่ยก กระทำต่อบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่าง L5/S1 และ 2. แรงดึงของกล้ามเนื้อหลัง Erector Spinae ในขณะทำงานเพื่อให้เกิดการสมดุลของโมเมนต์

### 2.4.1 การหาแรงกดอัดที่เกิดจากแรงกิริยาที่กระทำต่อกระดูกสันหลังส่วนล่าง



รูปที่ 2.6 แผนภาพวัตถุอิสระหาแรงกดอัดที่ได้จากแรงในแกนตั้งบริเวณ L5/S1

1.) แรงกดอัดที่เกิดจากแรงที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งได้จากแรงกิริยาในแนวแกนตั้งหาได้จากสูตร

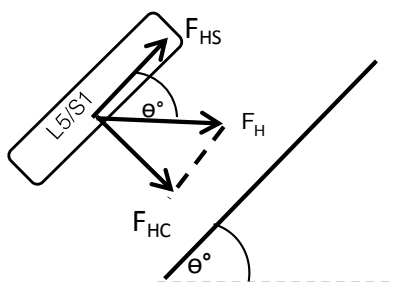
$$F_{VC} = F_V \cos \theta$$

โดยที่  $F_{VC}$  คือ แรงกดอัดที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งคำนวณได้จากแรงกิริยาในแนวแกนตั้ง

$F_{VS}$  คือ แรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งคำนวณได้จากแรงกิริยาในแนวแกนตั้ง

$F_V$  คือ แรงกิริยาที่กระทำต่อ L5/S1 ในแนวแกนตั้ง

$\theta$  คือ มุมของ L5/S1 เทียบกับแกนในแนวนอน



รูปที่ 2.7 แผนภาพวัตถุอิสระหาแรงกดอัดที่ได้จากแรงในแกนนอนบริเวณ L5/S1

2.) แรงกดอัดที่เกิดจากแรงที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งได้จากแรงกิริยาในแนวแกนนอนหาได้จากสูตร

$$F_{HC} = F_H \cos \theta$$

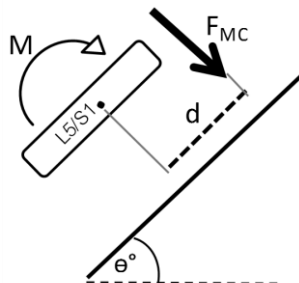
โดยที่  $F_{HC}$  คือ แรงกดอัดที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งคำนวณได้จากแรงกิริยาในแนวแกนนอน

$F_{HS}$  คือ แรงเฉือนที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งคำนวณได้จากแรงกิริยาในแนวแกนนอน

$F_H$  คือ แรงกิริยาที่กระทำต่อ L5/S1 ในแนวแกนนอน



## 2.4.2 การหาแรงกดอัดที่เกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อหลัง



รูปที่ 2.8 แผนภาพวัตถุอิสระหาแรงกดอัดที่ได้จากแรงดึงของกล้ามเนื้อหลัง

แรงกดอัดที่ได้จากแรงดึงของกล้ามเนื้อหลังที่กระทำต่อ L5/S1 ได้จากสูตร

$$M = F_{MC} \cdot d$$

โดยที่  $F_{MC}$  คือ แรงกดอัดที่กระทำต่อ L5/S1 ซึ่งเกิดจากแรงดึงของกล้ามเนื้อหลัง

$d$  คือ ระยะทางระหว่างจุดศูนย์กลางของ L5/S1 กับกล้ามเนื้อหลัง

$M$  คือ โมเมนต์ที่กระทำต่อ L5/S1

แรงกดอัดรวมที่กระทำต่อกระดูกสันหลังส่วนล่าง หาได้จากการนำแรงกดอัดทั้งหมดข้างต้นมารวมกันดังสูตร

$$F_C = F_{VC} + F_{HC} + F_{MC}$$

โดยที่  $F_C$  คือ แรงกดอัดรวมที่กระทำต่อ L5/S1

## 2.5 วิธีการประเมินความเสี่ยงต่อการบาดเจ็บด้านการยกศาสตร์ แบบต่าง ๆ

การประเมินความเสี่ยงโดยแบบประเมินจากการสังเกต (Observation Assessment)

### 2.5.1 วิธีการรูล่า (Rapid Upper Limb Assessment : RULA) พิจารณาจากลักษณะ

ท่าทางการทำงานโดยพิจารณาดำแหน่งและลักษณะการเคลื่อนไหวของร่างกายในส่วนของแขนส่วนบนและล่าง มือและข้อมือ คอ ลำตัว วิธีนี้มีวัตถุประสงค์ของแบบประเมินเพื่อตรวจสอบและประเมินสภาวะทางการยกศาสตร์เบื้องต้น เกี่ยวกับท่าทางการทำงานเท่านั้น ซึ่งจะบอกได้เพียงว่าเป็นปัจจัยเสี่ยงอย่างหนึ่งที่สามารถนำไปสู่ปัญหาความผิดปกติของระบบกระดูกและกล้ามเนื้อในระยะยาว วิธีนี้เหมาะกับงานที่เป็นทำนอง ข้อเสียคือเป็นการคาดคะเนจากสายตา จึงเกิดความคลาดเคลื่อนง่าย

**2.5.2 วิธีรีบา (Rapid Entire Body Assessment : REBA)** พิจารณาจากลักษณะท่าทางการทำงานโดยพิจารณาตำแหน่งและลักษณะการเคลื่อนไหวของร่างกายในส่วนของไหล่ แขน มือ ขา การยก การเดิน และการดัน ซึ่งวิธีนี้เหมาะกับการประเมินงานที่เป็นทำยืน ผลลัพธ์ คือดัชนีบอกระดับความเสี่ยงหรือปัญหาที่บอกความเจ็บปวดและเมื่อยล้าจากการทำงาน

**2.5.3 วิธีโอวาส (The Ovako Working Posture Analyzing System : OWAS)** พิจารณาจากท่าทางการทำงานว่าเหมาะสมหรือควรได้รับการแก้ไข โดยแบ่งระดับความเร่งด่วนต่อการแก้ไขและเพื่อการเฝ้าระวัง ซึ่งวิธีนี้ใช้ได้สะดวกและรวดเร็วแต่ท่าทางและการะงานให้ประเมินอย่างกว้าง ๆ เพราะรายละเอียดอาจไม่เพียงพอ เช่น การใช้แรงของกล้ามเนื้อ

การประเมินความเสี่ยงโดยการวัดโดยตรงด้วยเครื่องมือวัดต่าง ๆ

**2.5.4 การประเมินภาระงานในรูปแบบการตอบสนองของร่างกาย** เช่น อัตราการหายใจ โดยพิจารณาจากค่า  $VO_2\text{max}$  (Maximal Oxygen Consumption) ซึ่งเป็นการวัดประสิทธิภาพสูงสุดในการใช้ออกซิเจนของร่างกาย ว่าร่างกายของผู้ถูกทดสอบ มีความสามารถที่จะดึงออกซิเจนจากอากาศมาผสมกับเลือดเพื่อส่งไปยังกล้ามเนื้อต่าง ๆ ได้สูงสุดแค่ไหน แล้วนำมาเป็นดัชนีประเมินภาระงานที่ผู้นั้นกำลังทำงานอยู่ ซึ่งค่า  $VO_2\text{max}$  ใช้เป็นตัวบ่งชี้ระดับความฟิตของร่างกาย โดยทั่วไปจะใช้เป็นตัวบ่งชี้ระดับความทน (ความอด: Endurance Performance) ซึ่งวิธีนี้มีการวัดที่ยุ่งยาก อารบกรวนและก่อความรำคาญให้แก่ผู้ถูกวัดเมื่อต้องสวมหน้ากากไว้ดักลมหายใจออก

**2.5.5 การประเมินด้วยเครื่องมือวัดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography : EMG)** ผ่านทางตัวรับสัญญาณเพื่อใช้ประเมินการใช้แรงของกล้ามเนื้อและการวิเคราะห์ความล้าจากรูปแบบและผลของสัญญาณซึ่งใช้วัดได้ทั้งท่าทางการทำงานแบบอยู่นิ่งและมีการเคลื่อนไหวแต่เป็นวิธีการวัดที่ยุ่งยาก ต้องมีความชำนาญในการติดเครื่องมือ และถูกรบกวนจากสัญญาณต่าง ๆ ได้ง่าย

**2.5.6 การประเมินภาระงานจากการคำนวณด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปบนคอมพิวเตอร์ของสถาบันอาชีวอนามัยและความปลอดภัยแห่งชาติของสหรัฐอเมริกา (NIOSH) ที่เรียกว่า NIOSH Lifting Equation** เป็นการประเมินความเสี่ยงในการยกของตามเกณฑ์ของ NIOSH ซึ่งด้วยวิธีนี้ยังมีขอบเขตที่จำกัดของการใช้งาน คือ ต้องเป็นการยกของอย่างช้า ๆ ต้องยกของด้วยสองมือและร่างกายต้องอยู่ในท่าทางที่สมมาตร ไม่ระบุท่าทางการยก และต้องเป็นการศึกษาท่าทางการยกย้ายสิ่งของที่อยู่ในสภาพแวดล้อมที่เหมาะสม ไม่สามารถหาในท่าทางถือ ดัน หรือดึง หรือการยกด้วยมือเดียว หรือการยกของขึ้นลงที่ความถี่มาก ๆ ได้ หรือการยกมากกว่า 8 ชั่วโมง เป็นต้น และผลจาก

โปรแกรมจะให้เพียงค่าขีดจำกัดน้ำหนักที่แนะนำให้ยกได้ขณะทำงาน (Recommended Weight Limit: RWL) และค่าดัชนีการยก (Lifting Index: LI) ซึ่งเป็นค่าบ่งชี้ถึงอัตราความเสี่ยงของคนงานต่อการบาดเจ็บจากการยกย้ายเท่านั้น โดยคิดจากค่าคงที่ของน้ำหนักที่สามารถยกได้ 23 กิโลกรัมแล้วคูณด้วยค่าแฟคเตอร์เพื่อการปรับค่าต่าง ๆ

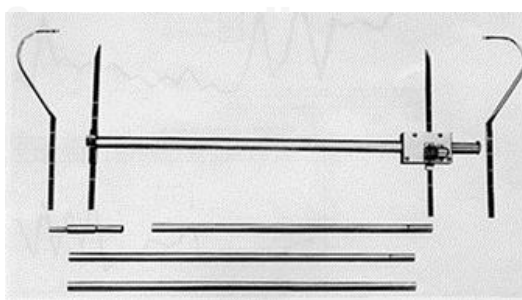
**2.5.7 วิธีชีวกลศาสตร์** วิธีนี้เป็นวิธีที่นิยมของนักการยศาสตร์ในการวิเคราะห์สภาพการทำงานซึ่งมักจะเกี่ยวข้องกับการออกแรง โดยใช้การคำนวณตามกฎทางฟิสิกส์ พิจารณาให้ส่วนของร่างกายเป็นเหมือนระบบคาน ซึ่งวิธีนี้จะทำให้ทราบแรงที่กระทำต่อแต่ละ рычаงค์ของร่างกาย ซึ่งงานวิจัยนี้สนใจศึกษาจากแนวทางชีวกลศาสตร์ เพราะวิธีนี้ทำให้รู้ค่าขีดความสามารถในการรับภาระงานของแต่ละ рычаงค์ของร่างกายได้โดยตรง

## 2.6 วิธีการประเมินโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์

การเก็บข้อมูลทำได้ 2 วิธี คือ วิธีวัดโดยตรง (Direct Measurement Techniques) และวิธีการถ่ายภาพ (Imaging Measurement Techniques) ดังนี้

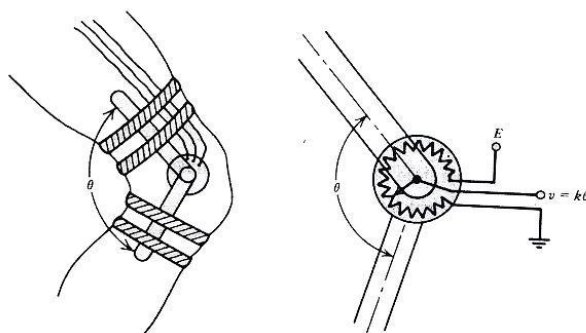
### 2.6.1 วิธีวัดโดยตรง

การใช้เครื่องมือวัดแบบมาร์ติน (Martin-Type Anthropometer) เป็นเครื่องมือวัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์เพื่อใช้หาขนาดของความยาวแต่ละ рычаงค์ ดังรูป 2.9



รูปที่ 2.9 เครื่องมือวัดแบบมาร์ติน (Martin-type Anthropometer)

การใช้เครื่องมือวัดมุม (Goniometers) เป็นเครื่องมือไฟฟ้าที่ทำงานโดยการเปลี่ยนค่าความต้านทานเมื่อมุมของข้อต่อเปลี่ยนไป เครื่องมือชนิดนี้มี 2 ขา ขาข้างหนึ่งติดอยู่บนส่วนของร่างกายส่วนหนึ่งและให้จุดหมุนอยู่ตรงกลางข้อต่อ และขาอีกข้างหนึ่งติดอยู่บนอีกส่วนหนึ่งของร่างกายที่มีข้อต่อ (Joint) ร่วมกัน ดังรูป 2.10 ซึ่งเป็นเครื่อง Goniometer ในสมัยเริ่มแรก



รูปที่ 2.10 เครื่อง Goniometer ในสมัยแรก

Goniometer แบบสมัยใหม่ใช้วัสดุอ่อนตัวขนาดเล็ก โค้งงอได้ง่าย สะดวกในการติดตั้งคร่อมข้อต่อ และเหนือสิ่งอื่นใด เครื่องมือสามารถเก็บข้อมูลโดยใช้ Data Logger และถ่ายโอนข้อมูลลงคอมพิวเตอร์ต่อไปได้

ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry) เป็นการศึกษาเกี่ยวกับสัดส่วนร่างกาย เพื่อใช้ในการหาน้ำหนักและจุดศูนย์กลางของน้ำหนักหรือมวล (Center of Mass) ของแต่ละระยางค์ตามสมบัติทางกายภาพของมนุษย์ ตามหัวข้อ 2.1.5 ที่กล่าวไว้ก่อนหน้านี้

## 2.6.2 วิธีการถ่ายภาพ

อุปกรณ์ถ่ายภาพ ด้วยเทคโนโลยีการถ่ายภาพมีความก้าวหน้าอย่างมากในปัจจุบัน ซึ่งเป็นการเอื้อให้การวิเคราะห์เชิงชีวกลศาสตร์ทำได้สะดวกขึ้นมาก เทคนิคการถ่ายภาพที่ใช้กัน ได้แก่ กล้องถ่ายภาพนิ่งแบบดิจิทัล (Digital Camera) กล้องวิดีโอ (Video Camera) และกล้องใช้สัญญาณสะท้อน (Opto-Electric Type)

กล้องถ่ายภาพนิ่งแบบดิจิทัล (Digital Camera) เป็นวิธีที่ง่ายที่สุดและประหยัดที่สุด อาศัยหลักการของสามเหลี่ยมคล้าย การวัดระยะต่าง ๆ บนรูปภาพก็จะเทียบเคียงเป็นระยะที่แท้จริงได้ ความแม่นยำมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับขนาดของภาพที่ผลิตออกมาในพื้นที่หลังของภาพ หรือชนิดของเลนส์ (ณัฐพล พุฒยงกูร, 2552) สุดาวรรณ (2554) ได้เลือกใช้กล้องถ่ายภาพแบบดิจิทัลประเภท SLR ยี่ห้อแคนนอน รุ่น 350D ในการเก็บข้อมูลเพื่อนำภาพถ่ายมาหาขนาดสัดส่วนร่างกายมนุษย์แบบ 2 มิติ แทนการใช้อุปกรณ์วัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์ ซึ่งผลที่ได้อยู่ในช่วงค่าที่ยอมรับได้ (สุดาวรรณ ลีไพฑูรย์, 2554) โดยในงานวิจัยนี้สนใจเลือกใช้กล้องถ่ายภาพนิ่งแบบดิจิทัล ยี่ห้อแคนนอน รุ่น DSLR 550D มาใช้ในการเก็บข้อมูลขนาดความยาวของร่างกายมนุษย์ของแต่ละระยางค์

กล้องวิดีโอ (Video Camera) ความเป็นกล้องดิจิทัลทำให้การบันทึกภาพ การแสดงภาพมีความชัดเจนมากขึ้น ได้มีการนำซอฟต์แวร์เข้ามาช่วยในการหาพิกัดของข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายที่ได้ทำมาร์คเกอร์ (Marker) อาจเป็นจุดสีขาวหรือจุดสะท้อนแสงไว้ แต่ราคาของระบบดังกล่าวสูงมาก อย่างไรก็ตาม ระบบนี้ทำให้การวิเคราะห์เชิงชีวกลศาสตร์ทั้งในรูปแบบสภาวะสถิต หรือสภาวะพลวัตที่เมื่อครั้งก่อนเป็นเรื่องที่น่าเหลือเชื่อก็กลายเป็นงานที่เป็นไปได้

ตรีฉัตร จำปาวัลย์ (2538) ได้ใช้กล้องถ่ายภาพวิดีโอทัศนบันทึกภาพกิจกรรมการยกของในห้องปฏิบัติการลงม้วนเทป ซึ่งสามารถแสดงภาพต่อเนื่องได้ 24 ภาพต่อวินาที จากนั้นใช้เครื่องเล่นวิดีโอทัศนระบบ 4 หัวอ่าน แสดงภาพต่อเนื่องนั้นที่ละภาพออกทางจอโทรทัศน์เพื่อบันทึกภาพแต่ละภาพด้วยกล้องถ่ายภาพอีกต่อหนึ่งเพื่อสะดวกต่อการนำไปวิเคราะห์

อรอุมา ลาสุนนท์ (2542) ได้ใช้กล้องถ่ายภาพวิดีโอทัศนบันทึกภาพท่าทางการเคลื่อนย้ายตลอดช่วง 1 รอบของการเคลื่อนย้าย จากนั้นบันทึกภาพลงม้วนเทปแล้วนำไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Peak Motus ที่แสดงภาพต่อเนื่องได้ 50 ภาพต่อวินาที

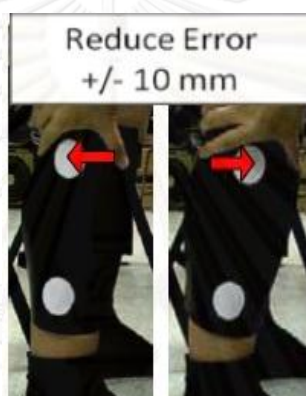
ดุสิต ภัทรนิธิคุณ (2552) ได้ใช้กล้องวิดีโอยี่ห้อ JVC รุ่น GZ-MG330A จำนวน 2 ตัว เลือกใช้ความไวภาพที่ 500 ภาพต่อวินาที นำข้อมูลวิดีโอที่ได้แปลงเป็นภาพนิ่ง โดยแบ่งเป็น 25 ภาพต่อวินาที ด้วยซอฟต์แวร์สำหรับการตัดต่อวิดีโอ แล้วนำภาพนิ่งแต่ละภาพไปประมวลผลภาพต่อด้วยซอฟต์แวร์ MATLAB

ปัญหาของการใช้งานระบบนี้คือ ต้องใช้พื้นที่ในการเตรียมการค่อนข้างมากและต้องการควบคุมแสงสว่างหากต้องการความแม่นยำของจุดพิกัดบนร่างกายและจัดระเบียบบนร่างกายของผู้ปฏิบัติงาน เช่น เสื้อผ้า

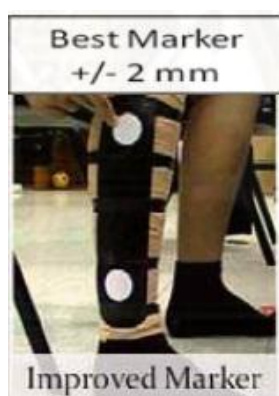
กล้องใช้สัญญาณสะท้อน (Opto-Electric Type) เป็นระบบที่พัฒนามาจากการใช้ Ultrasound Sensors สะท้อนคลื่นจากตำแหน่งข้อต่อที่มาร์คเกอร์ไว้ สายไฟฟ้าที่เชื่อมโยกรยางค์ต่อเชื่อมระหว่างดวงไฟต่าง ๆ ในการใช้ระบบวิดีโอทัศน ก็จะเหลือน้อยมากในระบบนี้

การติดมาร์คเกอร์ (Marker) แบบจำลองของชีวกลศาสตร์ ต้องมีการอ้างอิงถึงตำแหน่งรยางค์ของร่างกาย จากการวัดตำแหน่งของมาร์คเกอร์ที่วางบนตำแหน่งของพื้นผิวของวัตถุ โดยรยางค์นั้นจะเป็นส่วนที่เชื่อมโยงกันด้วยข้อต่อ 1 ข้อต่อ หรือ 2 ข้อต่อ หรือ 3 ข้อต่อ ซึ่งหมุนได้อย่างอิสระ ระหว่างการเคลื่อนไหว การเปลี่ยนรูปของกล้ามเนื้อและผิวที่เลื่อนของรยางค์ ทำให้มาร์คเกอร์เคลื่อนจากตำแหน่งที่อ้างอิง ผลคือขนาดจริงของรยางค์ นั้นก็จะคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงวิธีการหาข้อมูลการเคลื่อนไหวแบบ Skin Marker เป็นวิธีที่มีราคาถูกและทำได้สะดวกที่สุด (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552) ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล (2542) ได้ทำการวิจัยโดยใช้มาร์คเกอร์ซึ่งมีลักษณะคล้ายลูกบอลและสะท้อน

แสงพร้อมสายรัด สวมไว้ที่ตำแหน่งของข้อต่อของผู้ถูกทดสอบในขณะที่แบกกระสอบข้าวสาร ส่วนดุซิด ภัทรนิธิคุณ (2552) ได้วิจัยการพัฒนาเทคนิคการติดมาร์คเกอร์ วิธีแรกใช้แผ่นพลาสติกมาตัดเป็นวงกลมแล้วนำมาติดลงบนแผ่นพลาสติกอ่อนที่สามารถบิดงอเข้ารูปได้ ดังรูปที่ 2.11 ผลที่ได้คือสามารถลดการเลื่อนของชั้นผิวหนังลงเหลือประมาณ 15 มิลลิเมตร และลดค่าความคลาดเคลื่อนลงได้ไม่เกิน 17 มิลลิเมตร วิธีที่สอง นำฝ้ายืด (ที่นิยมใช้พันส่วนของร่างกายเพื่อบรรเทาอาการปวด) มาพันรอบส่วนของร่างกายที่ต้องการจะเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหว จากนั้นนำแผ่นพลาสติกบางพร้อมมาร์คเกอร์ไปติดลงบนฝ้ายืด แล้วพันรอบด้วยเทปกาวซ้ำ ดังรูปที่ 2.12 พบว่าสามารถลดการเลื่อนของชั้นผิวหนังและลดความคลาดเคลื่อนลงได้ไม่เกิน 2 mm. เมื่อเทียบกับการติดมาร์คเกอร์แบบทั่วไปที่ใช้เป็นวัสดุซึ่งมีคุณสมบัติสะท้อนแสงรูปทรงกลมและมีอุปกรณ์จับยึดเสริม ดังรูปที่ 2.13 ซึ่งให้ค่าความคลาดเคลื่อนสูงถึง 33 มิลลิเมตร



รูปที่ 2.11 การติดแผ่นพลาสติกอ่อนพร้อมมาร์คเกอร์



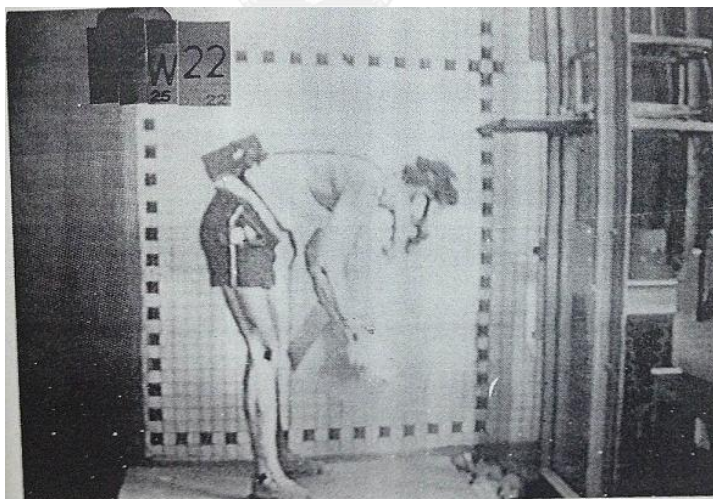
รูปที่ 2.12 แผ่นพลาสติกอ่อนที่ติดลงบนฝ้ายืดพร้อมพันเทปกาวเสริม



รูปที่ 2.13 อุปกรณ์จับยึดเสริม สายรัด (ภาพถ่าย) ชุดเข้ารูปรู (ภาพขวา)

การทำมาตราส่วน (Calibration) เพื่อความสะดวกในการหาพิกัดและระยะที่แท้จริงของชิ้นส่วนของร่างกายจากภาพที่ถ่าย ควรมีวัสดุที่ทราบขนาดใช้อ้างอิงในภาพซึ่งจะสัมพันธ์กับตำแหน่งพิกเซล (Pixels) ในภาพเพื่อเทียบเคียงเป็นระยะที่แท้จริงได้

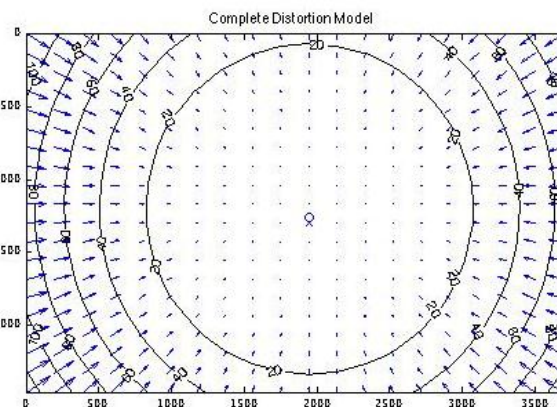
ตรีฉัตร จำปาวัลย์ (2538) ได้ใช้ฉากทำเป็นรูปตารางสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่รู้ขนาดจริง ดังรูปที่ 2.14 ใช้เพื่อกำหนดจุดพิกัดตามข้อต่อต่าง ๆ และเทคนิคนี้ต้องเสียเวลาเปรียบเทียบขนาดที่แท้จริงกับระยะที่นับจากช่องตารางวัดระยะ เนื่องจากฉากและผู้ถูกทดสอบไม่ได้อยู่ในแนวเดียวกัน พบว่าขนาดที่แท้จริงจะมีขนาดเป็น 0.8 เท่าของระยะที่นับได้จากตารางวัดระยะ



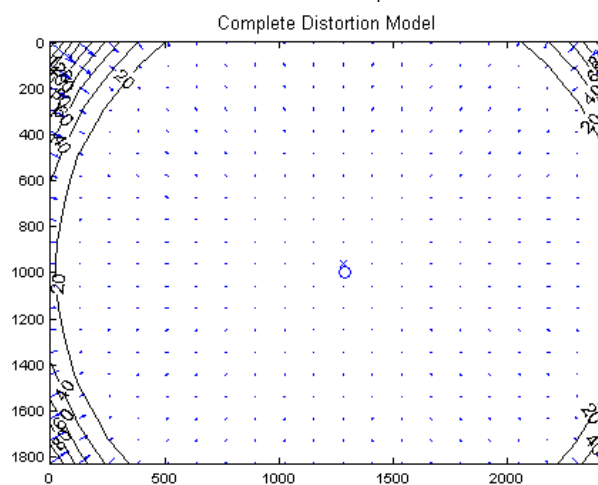
รูปที่ 2.14 ฉากรูปตารางสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่ใช้เป็นมาตราส่วน (Calibrator)

ดุสิต ภัทรนิธิคุณ (2552) ได้ใช้การบันทึกภาพแท่งเหล็กขนาด 1 เมตร เพื่อนำไปใช้อ้างอิงขนาดของภาพเทียบกับระยะที่แท้จริง โดยวางแท่งเหล็กให้อยู่ในแนวเดียวกันกับผู้ถูกทดสอบ ซึ่งเป็นวิธีที่สะดวก เก็บข้อมูลได้ง่ายและรวดเร็ว ถึงแม้จะไม่ได้ข้อมูลที่แม่นยำมากที่สุดก็ตาม แต่ก็ยังถือว่าได้ข้อมูลที่ใกล้เคียงในระดับที่ยอมรับได้

เลนส์กล้องถ่ายภาพ ชนิดของเลนส์มีผลต่อคุณภาพของภาพถ่ายและความบิดเบี้ยวของภาพ เมื่อแบ่งตามองศาการรับภาพ เช่น เลนส์ปกติ (Normal Lens) เป็นเลนส์ที่สามารถรับภาพได้ขนาดเท่ากับที่ตามนุษย์มองเห็น ทั้งด้านกว้าง ด้านยาว และระยะความใกล้ไกล มีความยาวโฟกัสของเลนส์อยู่ระหว่าง 18 - 70 มิลลิเมตร และเลนส์ชนิดนี้จะติดมากับตัวกล้องดิจิทัล Jean-Yves Bouquet (1997) ได้ศึกษาการบิดเบี้ยวของเลนส์ (Lens Distortion) โดยการใช้ Camera Calibration Toolbox for MATLAB เมื่อพิจารณาการบิดเบี้ยวของภาพจากกล้องดิจิทัล ยี่ห้อแคนนอน (Canon) รุ่น 550D เลนส์ kit 18 - 55 มิลลิเมตร ที่ความละเอียด 8 ล้านพิกเซล ดังรูป 2.15 พบว่าที่บริเวณขนาด 20 พิกเซล ขึ้นไปจะเกิดการบิดเบี้ยวของเลนส์อย่างชัดเจน คิดเป็น 56% ของพื้นที่ภาพหากพิจารณาการบิดเบี้ยวของเลนส์บนกล้องแท็บเล็ต (Tablet) ยี่ห้อซัมซุง (Samsung) รุ่นกาแล็กซี่ โน้ต 10.1 (Galaxy Note 10.1) ที่ความละเอียด 5 ล้านพิกเซล ดังรูป 2.16 จะพบว่าที่บริเวณขนาด 20 พิกเซล ขึ้นไปจะเกิดการบิดเบี้ยวของเลนส์อย่างชัดเจน และจะพบที่บริเวณมุมทั้ง 4 ของภาพนั้น คิดเป็น 13% ของพื้นที่ภาพ (Jean-Yves Bouquet, 1997)



รูปที่ 2.15 การบิดเบี้ยวของกล้อง ยี่ห้อแคนนอน รุ่น 550D เลนส์ kit 18 - 55 มิลลิเมตร



รูปที่ 2.16 การบิดเบี้ยวของกล้องบนแท็บเล็ต ยี่ห้อซัมซุง รุ่น Galaxy Note 10.1



ระยะห่างระหว่างกล้องกับผู้ถูกทดสอบ ญัฐพล พุฒยางกูร (2552) ได้ทำการศึกษาระยะห่างระหว่างกล้องกับวัตถุที่ระยะ 2.61, 3.27, 4.62, 5.6 และ 7 เมตร เมื่อวัตถุเป็นหุ่นจำลองที่มีความหนาและส่วนโค้งคล้ายมนุษย์ โดยใช้กล้องถ่ายภาพดิจิทัล ยี่ห้อแคนนอน รุ่น SLR 350D ผลการทดลองพบว่าที่ระยะห่าง 7 เมตร นั้น ให้ผลคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ระยะห่างระหว่างกล้องกับผู้ถูกทดสอบเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่น่าสนใจ แต่ไม่ได้มีการพูดถึงในขั้นตอนการทดลองของงานวิจัยที่ผ่านมา มากนัก ดังนั้นงานวิจัยนี้สนใจที่จะศึกษาระยะห่างระหว่างกล้องกับผู้ถูกทดสอบที่จะส่งผลกระทบต่อแปลงภาพเป็นตัวเลข (Digitize) เพียงใดเมื่อใช้ภาพที่ถ่ายด้วยกล้องบนแท็บเล็ตที่ระยะ 2, 4 และ 6 เมตร และนำมาเปรียบเทียบกับภาพที่ถ่ายด้วยกล้องดิจิทัล DSLR 550D ที่ระยะ 8 เมตร

ระดับความสว่างของบริเวณที่บันทึกภาพ แสงสว่างในการถ่ายเป็นอีกปัญหาหนึ่งที่มีผลต่อความแม่นยำในการลงพิกัดของข้อต่อ ถ้ามีแสงน้อยเกินไปภาพที่เห็นจะไม่ชัดเจน ประเภทของแสงแบ่งออกเป็น แสงธรรมชาติ แสงเทียม และแสงสว่างจากสภาพแสง ซึ่งแสงธรรมชาติ คือ “แสงที่ได้จากดวงอาทิตย์หรือแสงกลางวัน (Daylight)” การใช้แสงธรรมชาติสำหรับการถ่ายภูมิกายนั้นมักประสบปัญหา เรื่องการกำหนด หรือบังคับ หรือควบคุมปริมาณความเข้มของแสงสว่างให้ไปในทิศทางที่ผู้ถ่ายภาพต้องการได้ การถ่ายภาพในลักษณะนี้ต้องมีการวางแผนมาเป็นอย่างดี เนื่องจากสภาพแสงจะมีการเปลี่ยนแปลงได้ตลอดเวลา ประกอบกับการทำงานยกย้ายสิ่งของในบางหน่วยงานต้องปฏิบัติงานภายนอกอาคาร ซึ่งใช้แสงจากธรรมชาติเท่านั้น ดังนั้นงานวิจัยนี้สนใจศึกษาความสว่างของแสงภายนอกอาคารช่วงเวลา 9.00 – 10.00 น. ในวันที่ท้องฟ้าแจ่มใส ส่วนแสงเทียม คือ “แสงที่ได้จากสิ่งประดิษฐ์ของมนุษย์โดยอาศัยกรรมวิธีต่าง ๆ ซึ่งคิดค้นขึ้นมาเพื่อใช้แทนแสงธรรมชาติมีทั้งแสงจากหลอดไฟฟ้าทุกชนิด แสงจากไฟ แสงจากเทียนไข ไฟฉาย นีออน และแสงรังสีต่าง ๆ ที่ใช้ในงานวิทยาศาสตร์และการแพทย์” การถ่ายภาพด้วยแสงประดิษฐ์ผู้ถ่ายสามารถที่จะควบคุมทิศทางของความเข้มแสง ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดแสงได้ ซึ่งมีความสะดวกกว่าการใช้แสงธรรมชาติ (ผู้ช่วยศาสตราจารย์นครเศร รั้งควัด, 2556) การทำงานยกย้ายส่วนใหญ่จะเป็นการทำงานภายในหรือบริเวณรอบอาคาร ซึ่งมีการใช้แสงจากหลอดไฟฟ้า เช่น งานขนถ่ายสินค้า งานวัสดุคงคลัง ตามกฎกระทรวงว่าด้วยข้อกำหนดมาตรฐานในการบริหารและการจัดการด้านความปลอดภัยอาชีวอนามัยและสภาพแวดล้อมในการทำงานเกี่ยวกับความร้อน แสงสว่าง และเสียง พ.ศ. 2549 ระบุไว้ว่า มาตรฐานความเข้มของแสงสว่าง ณ บริเวณพื้นที่ทั่วไปของอาคาร ของจุดขนถ่ายสินค้า ต้องไม่ต่ำกว่า 100 ลักซ์ (กฎกระทรวง, 2549) ดังนั้นงานวิจัยนี้สนใจศึกษาความสว่างของแสงในอาคารที่ 50 และ 250 ลักซ์

การแปลงภาพเป็นตัวเลข (Digitization) หรือการหาพิกัดของข้อต่อจากภาพที่บันทึก ที่ห้องปฏิบัติการการยศาสตร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้จับภาพนิ่งจากแถบวีดิทัศน์อันเป็นภาพเคลื่อนไหว ที่เข้ามาตั้งแต่ พ.ศ. 2540 ซึ่งถือว่าล้ำสมัยมาก

เพราะยังใช้ระบบปฏิบัติการ DOS 3.11 อยู่ แต่ก็ยังสามารถ Digitize ได้ (กิตติ อินทรานนท์, 2553) ปัจจุบันได้มีการนำโปรแกรมเข้ามาช่วยในการหาพิกัดของข้อต่อต่าง ๆ ของร่างกายที่ได้ติดมาร์คเกอร์ไว้มากมาย เช่น ใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อหาตำแหน่งพิกัดของข้อต่อ แล้วนำไปจำลองการเคลื่อนไหวด้วยโปรแกรม ADAMS LIFEMOD (ดุสิต ภัทรนิธิคุณ, 2552) หรือใช้โปรแกรม Paint ในการอ่านค่าพิกัดพิกเซล แล้วนำมาเทียบกลับเป็นขนาดจริง ซึ่งมีการใช้โปรแกรมนี้ในการทำปฏิบัติการวัดสัดส่วนร่างกายด้วยการถ่ายภาพ วิชาชีวกลศาสตร์ประยุกต์ ของภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งเป็นวิธีที่สะดวกและประหยัดค่าใช้จ่าย และผลที่ได้ต่างจากการวัดจริงน้อยมาก

การทำให้อัตราเรียบ (Smooth) ข้อมูลเกี่ยวกับเวลาและระยะทางของการเคลื่อนที่ของข้อต่อ และศูนย์กลางมวล ที่หาได้จากเทคนิคต่าง ๆ เช่น จากการบันทึกไว้โดยเครื่องวัดทัศน หรือเครื่องมือที่ใช้ Sensor ต่าง ๆ ในเครื่องมือเหล่านี้ จะมีซอฟต์แวร์ที่ใช้เพื่อการทำให้อัตราเรียบ เป็นไปตามสมการทางคณิตศาสตร์ ทำให้เห็นรูปแบบการเคลื่อนที่และเวลาชัดเจนขึ้น การหาความเร็วและความเร่งของจุดต่าง ๆ ทำได้จากการหาค่า Derivatives ของระยะทางการเคลื่อนที่ และหาค่า Derivatives ของความเร็วได้ตามลำดับโปรแกรมที่ใช้เพื่อทำให้ปรับเรียบ ข้อมูลทางชีวกลศาสตร์มีอยู่หลายรูปแบบด้วยกัน การนำเอาวิธี Polynomial Curve Fitting มาใช้งานก็มีอย่างแพร่หลาย แต่ก็ควรระวังการใช้ Polynomial อันดับสูง ๆ เช่น Ninth-order Polynomial เพราะอาจทำให้ปรับอัตราเรียบมากเกินไป วิธีการที่ใช้ปรับเรียบข้อมูลมากที่สุดเชื่อว่าจะเป็น Digital Filters และ Spline Curve Fitting (กิตติ อินทรานนท์, 2553)

การคำนวณภาระงาน เมื่อข้อมูลดิบได้รับการปรับเรียบแล้ว จากนั้นเป็นการวิเคราะห์ โดยการจัดแบ่งข้อมูลเป็นส่วนย่อย ๆ (Frame by Frame) เพื่อกำหนดให้แต่ละส่วนมีการเคลื่อนไหวน้อยมากหรือไม่เลย เพื่อให้สามารถใช้วิเคราะห์เชิงสภาวะสถิต (Static Analysis) ได้ ด้วยการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ตามกฎการเคลื่อนที่ข้อ 2 ของนิวตัน เมื่อคำนวณเสร็จก็จะนำมาเรียงต่อกันได้ เห็นรูปแบบของแรงสูงสุดและโมเมนต์สูงสุดได้ ในเรื่องของสมดุลสถิต ผลรวมของแรงและโมเมนต์รอบจุดใด ๆ ต้องเท่ากับศูนย์เสมอ (กิตติ อินทรานนท์, 2553)

หากลองพิจารณาการได้มาของข้อมูลจากวิธีวัดโดยตรงและวิธีถ่ายภาพ พบว่ามีขั้นตอนที่แตกต่างในส่วนของการวัดทางคินแมติกส์ของการหาขนาดของความยาวแต่ละรายงค์และการหามุมระหว่าง 2 รายงค์ ดังตารางที่ 2.2 สำหรับวิธีถ่ายภาพหนึ่งด้วยกล้องแบบดิจิตอลนั้นจะต้องใช้โปรแกรมบนเครื่องคอมพิวเตอร์ในการบันทึกพิกัดและใช้เมาส์เป็นตัวชี้ระบุตำแหน่งพิกัด ซึ่งจะแตกต่างกับการระบุตำแหน่งพิกัดบนจอของแท็บเล็ตที่ใช้นิ้วหรือปากกาจิจิตอลเป็นตัวชี้พิกัดแทน ดังนั้นงานวิจัยนี้สนใจที่จะศึกษากระบวนการบันทึกพิกัดบนระนาบ ด้วยภาพถ่ายจากกล้องดิจิตอล

โดยการใช้เมาส์ระบุพิกัดด้วยโปรแกรมบนเครื่องคอมพิวเตอร์ กับการใช้นิ้วหรือปากกาติจิตอลด้วย  
ภาพที่ถ่ายจากแท็บเล็ตด้วยโปรแกรมบนจอของแท็บเล็ตว่าจะให้ผลเหมือนหรือแตกต่างกันอย่างไร



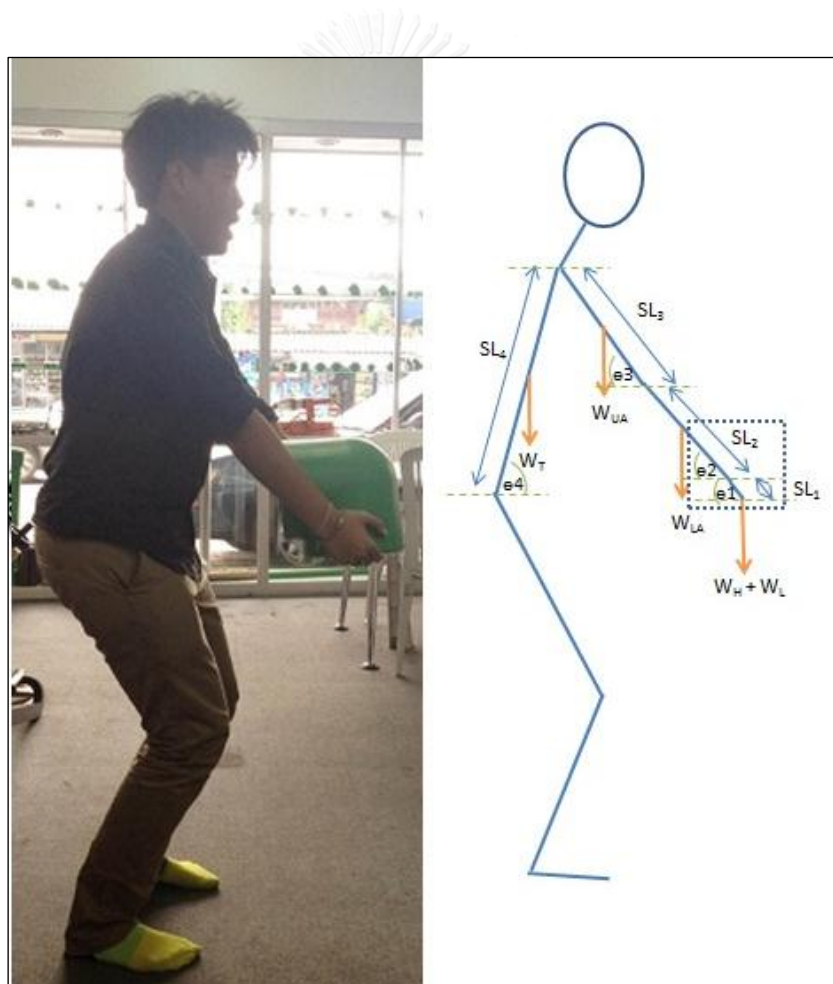
ตารางที่ 2.2 การประเมินภาระงานโดยใช้หลักชีวกลศาสตร์ตามวิธีวัดโดยตรงและวิธีการถ่ายภาพ

กระบวนการวัด	วัดโดยตรง (Direct Measurement Techniques)	การถ่ายภาพ (Imaging Measurement Techniques)	
		กล้องถ่ายภาพนิ่งแบบดิจิทัล	กล้องแท็บเล็ต
<b>คิเนแมติกส์ (Kinematics)</b> การหาขนาดของความยาวแต่ละระยะทาง หรือการกระจัดที่เป็นเส้นตรง (Linear Displacement)  การหามุมระหว่าง 2 รยางค์ หรือการกระจัดที่เป็นมุม (Angular Displacement)	ใช้เครื่องมือวัดแบบมาร์ติน (Martin-type Anthropometer)  ใช้เครื่องมือวัดมุม (Goniometers)	ใช้ภาพถ่ายมาบันทึกกิจกรรม (Digitization) ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยการใช้เมาส์ชี้พิกัด  ใช้ภาพถ่ายมาบันทึกกิจกรรม (Digitization) ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ โดยการใช้เมาส์ชี้พิกัด	ใช้ภาพถ่ายมาบันทึกกิจกรรม (Digitization) ด้วยโปรแกรมแท็บเล็ต โดยการใช้นิ้วหรือปากกาจิจิตอลชี้พิกัด  ใช้ภาพถ่ายมาบันทึกกิจกรรม (Digitization) ด้วยโปรแกรมแท็บเล็ต โดยการใช้นิ้วหรือปากกาจิจิตอลชี้พิกัด
การหาตำแหน่งและจุดศูนย์กลางของน้ำหนักหรือมวล (Center of Mass) ของแต่ละรยางค์	ใช้ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry) ตามตารางที่ 2.1	ใช้ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry) ตามตารางที่ 2.1	ใช้ข้อมูลสัดส่วนร่างกาย (Anthropometry) ตามตารางที่ 2.1

## 2.7 ตัวอย่างการคำนวณภาระงานที่กระทำบนข้อต่อและกระดูกสันหลัง

จากท่าทรงตัวของชายที่กำลังยกสิ่งของที่มึนน้ำหนัก 1.2 กิโลกรัม โดยชายผู้นี้น้ำหนักตัวอยู่ที่ 71 กิโลกรัม ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการวิเคราะห์ชีวกลศาสตร์เชิงสภาวะสถิต โดยการวิเคราะห์ร่างกายของร่างกาย ดังรูปที่ 2.17 (รูปด้านขวามือ) แต่ต้องมีการตั้งสมมติฐานก่อน เพื่อให้การวิเคราะห์เป็นไปได้ง่ายขึ้น

- ศูนย์กลางมวลอยู่ที่ ไม่เปลี่ยนแปลงและสามารถแทนตำแหน่งได้ด้วยจุดเดียว
- ร่างกายของทั้งสองข้างสมมาตรกัน ซีกซ้ายและซีกขวาจะมีการกระจายของมวลที่เท่ากัน และความยาวของ рычаงค์ต่าง ๆ ทั้งซ้ายและขวาจะเท่ากัน

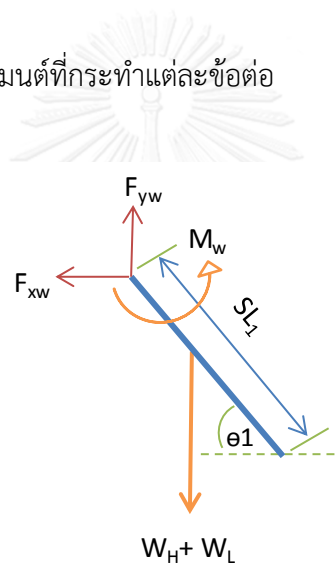


รูปที่ 2.17 ท่าปฏิบัติงานจริง และแผนภาพวัตถุอิสระของแรงและทิศทางของแรงกับท่าทรงตัว

ข้อมูลที่ได้จากการแปลงภาพเป็นตัวเลข ด้วยโปรแกรม Paint บนเครื่องคอมพิวเตอร์

มุมของมือวัดกับแนวราบ ( $\theta_1$ )	$41^\circ$
มุมของแขนส่วนล่างวัดกับแนวราบ ( $\theta_2$ )	$41^\circ$
มุมของแขนส่วนบนวัดกับแนวราบ ( $\theta_3$ )	$45^\circ$
มุมของลำตัววัดกับแนวราบ ( $\theta_4$ )	$81^\circ$
ขนาดความยาวของมือ ( $SL_1$ )	0.17 เมตร
ขนาดความยาวของแขนท่อนล่าง ( $SL_2$ )	0.25 เมตร
ขนาดความยาวของแขนท่อนบน ( $SL_3$ )	0.28 เมตร
ขนาดความยาวของลำตัว ( $SL_4$ )	0.43 เมตร

คำนวณหาขนาดของแรงและโมเมนต์ที่กระทำแต่ละข้อต่อ  
สำหรับมือ



รูปที่ 2.18 แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อมือ

$$\begin{aligned} \text{เมื่อ } W_L &= \text{แรงที่เกิดขึ้นเนื่องจากมวลของกล่อง} = m_L \times g \\ &= 1.2 \text{ กก.} \times 9.8 \text{ เมตรต่อวินาที}^2 = 11.76 \text{ นิวตัน} \end{aligned}$$

$$\text{ดูตารางที่ 2.1 มวลของมือ } m_h = \text{มวลของร่างกาย} \times 0.006 = 71 \times 0.006$$

$$\begin{aligned} W_H &= \text{แรงเนื่องจากน้ำหนักของมือ} = m_H \times g \\ &= 0.006 \times 71 \text{ กก.} \times 9.8 \text{ เมตรต่อวินาที}^2 = 4.2 \text{ นิวตัน} \end{aligned}$$

$$M_W = \text{โมเมนต์ลัพท์ที่ข้อมือเพื่อรักษาสมดุลสถิต}$$

$$F_{xw} = \text{แรงลัพท์ในทิศทางแนวนอนแกน X ที่ข้อมือเพื่อรักษาสมดุลสถิต}$$

$$F_{yw} = \text{แรงลัพท์ในทิศทางแนวตั้งแกน Y ที่ข้อมือเพื่อรักษาสมดุลสถิต}$$

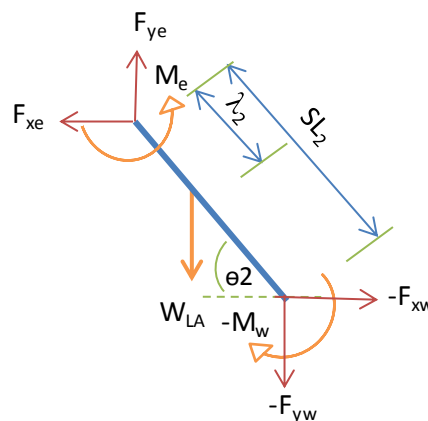
$$\theta_1 = \text{มุมของมือวัดกับแนวราบ เช่น } \theta_1 = 41^\circ \text{ เป็นต้น}$$

$$\begin{aligned} SL_1 &= \text{ความยาวจากข้อมือถึงศูนย์กลางมวลมือ (ที่มือจับกล่อง)} = 0.17 \text{ เมตร} \\ &= SL_1 \times 0.506 = 0.17 \times 0.506 = 0.086 \text{ เมตร} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \Sigma F_x &= F_{xw} = 0 \\ \Sigma F_y &= F_{yw} - \left(\frac{W_L}{2}\right) - W_H = 0 \\ \Sigma M_W &= M_W - \left(\frac{W_L}{2}\right) + W_H \times SL_1 \times \cos \theta_1 \quad \text{นั่นคือ สำหรับข้อมือแต่ละข้าง} \\ F_{xw} &= 0 \\ F_{yw} &= \left(\frac{W_L}{2}\right) + W_H = (11.76 / 2) \text{ นิวตัน} + 4.2 \text{ นิวตัน} = 10.08 \text{ นิวตัน} \\ M_W &= 10.08 \text{ นิวตัน} \times 0.086 \text{ เมตร} \times \cos 41^\circ \\ &= 0.65 \text{ นิวตันเมตร} \end{aligned}$$

### สำหรับแขนส่วนล่าง

เรารวมเอาแรงที่ข้อมือที่มีขนาดแรงเท่ากับมือ (คำนวณมาแล้วข้างบน) แต่มีทิศทางตรงกันข้ามเพื่อรักษาให้มีสมดุลสถิตที่ข้อมือ ดูตารางที่ 2.1 จะได้ว่า



รูปที่ 2.19 แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อแขนส่วนล่าง

$$\begin{aligned} \text{เมื่อ } W_{LA} &= \text{แรงอันเนื่องมาจากมวลของแขนส่วนล่าง} \\ &= m_{LA} \times g = (0.016 \times 71 \text{ กก.}) \times 9.8 \text{ เมตรวินาที}^{-2} = 11.13 \text{ นิวตัน} \\ M_W &= 0.65 \text{ นิวตันเมตร} \\ F_{xw} &= 0 \\ F_{yw} &= 10.08 \text{ นิวตัน} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\theta_2 &= \text{มุมของแขนส่วนล่างวัดกับแนวราบเช่น } \theta_2 = 41^\circ \text{ เป็นต้น} \\
SL_2 &= \text{ความยาวจากข้อมือถึงข้อศอก} = 0.25 \text{ เมตร} \\
\lambda_2 &= \text{ตำแหน่งของศูนย์กลางมวล คิดเป็น \% ของ } SL_2 \text{ จากตำแหน่ง Proximal} \\
&\quad \text{วัดจากข้อศอก ดูตารางที่ 2.1} \\
&= SL_2 \times 0.43 = 0.25 \times 0.43 = 0.11 \text{ เมตร} \\
M_e &= \text{โมเมนต์ลัพท์ที่ข้อศอกเพื่อรักษาสมดุลสถิต} \\
F_{xe} &= \text{แรงลัพท์ตามแนวนอนแกน X ที่ข้อศอกเพื่อรักษาสมดุลสถิต} \\
F_{ye} &= \text{แรงลัพท์ตามแนวตั้งแกน Y ที่ข้อศอกเพื่อรักษาสมดุลสถิต}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\Sigma F_x &= -F_{xw} + F_{xe} = 0 \\
\Sigma F_y &= -F_{yw} - W_{LA} + F_{ye} = 0 \\
\Sigma M_e &= M_e - M_w - W_{LA} \times \lambda_2 \cos \theta_2 - F_{yw} \times SL_2 \cos \theta_2 - F_{xw} \times SL_2 \times \sin \theta_2 \\
&= 0
\end{aligned}$$

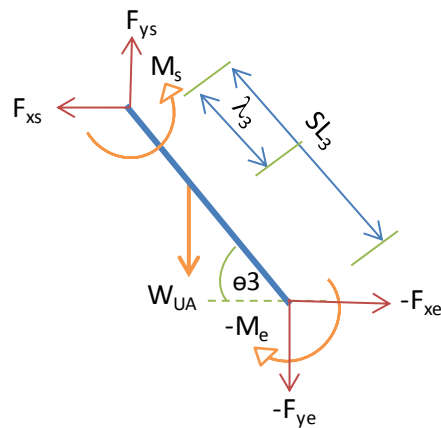
จากสมการดังกล่าว เราก็จะหาได้ว่า (สำหรับข้อศอกแต่ละข้าง)

$$\begin{aligned}
F_{xe} &= 0 \\
F_{ye} &= F_{yw} + W_{LA} = 10.08 \text{ นิวตัน} + 11.13 \text{ นิวตัน} = 21.21 \text{ นิวตัน} \\
M_e &= 0.65 \text{ นิวตันเมตร} + (11.13 \text{ นิวตัน} \times 0.11 \text{ เมตร} \times \cos 41^\circ) \\
&\quad + (10.08 \text{ นิวตัน} \times 0.25 \text{ เมตร} \times \cos 41^\circ) + 0 \\
&= 3.47 \text{ นิวตันเมตร}
\end{aligned}$$

#### สำหรับแขนส่วนบน

ในการทำงานเดียวกัน แรงลัพท์และโมเมนต์ที่ข้อศอกที่คำนวณได้จากช่วงแขนส่วนล่างจะถูกนำมาคำนวณในช่วงแขนส่วนบนด้วยค่าที่เท่ากัน แต่มีทิศทางตรงกันข้าม





รูปที่ 2.20 แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อแขนส่วนบน

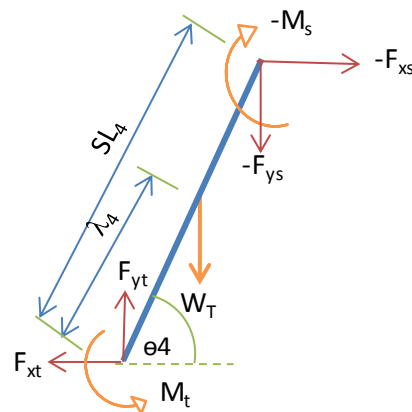
เมื่อ	$W_{UA}$	=	แรงอันเนื่องมาจากน้ำหนักของแขนส่วนบน ดูตารางที่ 2.1
		=	$m_{UA} \times g = 0.028 \times 71 \text{ กก.} \times 9.8 \text{ เมตรต่อวินาที}^2 = 19.48 \text{ นิวตัน}$
	$M_e$	=	3.47 นิวตันเมตร
	$F_{xe}$	=	0
	$F_{ye}$	=	21.21 นิวตัน
	$\theta_3$	=	มุมของแขนส่วนบนวัดกับแนวราบเช่น $\theta_2 = 45^\circ$ เป็นต้น
	$SL_3$	=	ความยาวจากข้อศอกถึงไหล่ = 0.28 เมตร
	$\lambda_3$	=	ตำแหน่งของศูนย์กลางมวล คิดเป็น % ของ $SL_3$ จากตำแหน่ง Proximal วัดจากหัวไหล่ ดูตารางที่ 2.1
		=	$SL_3 \times 0.436 = 0.28 \times 0.436 = 0.122 \text{ เมตร}$
	$M_s$	=	โมเมนต์ลัพท์ที่หัวไหล่เพื่อรักษาสมดุลสถิต
	$F_{xs}$	=	แรงลัพท์ตามแนวนอนแกน X ที่หัวไหล่เพื่อรักษาสมดุลสถิต
	$F_{ys}$	=	แรงลัพท์ตามแนวตั้งแกน Y ที่หัวไหล่เพื่อรักษาสมดุลสถิต
	$\Sigma F_X$	=	$-F_{xe} + F_{xs} = 0$
	$\Sigma F_Y$	=	$-F_{ye} - W_{UA} + F_{ys} = 0$
	$\Sigma M_s$	=	$M_s - M_e - W_{UA} \times \lambda_3 \times \cos \theta_3 - F_{ye} \times SL_3 \times \cos \theta_3 - F_{xe} \times SL_3 \times \sin \theta_3$
		=	0

จากสมการดังกล่าว เราก็จะหาได้ว่า (สำหรับหัวไหล่แต่ละข้าง)

$$\begin{aligned}
 F_{xs} &= 0 \\
 F_{ys} &= F_{ye} + W_{UA} = 21.21 \text{ นิวตัน} + 19.48 \text{ นิวตัน} = 40.69 \text{ นิวตัน} \\
 M_s &= 3.47 \text{ นิวตันเมตร} + (19.48 \text{ นิวตัน} \times 0.122 \text{ เมตร} \times \cos 45^\circ) + \\
 &\quad (21.21 \text{ นิวตัน} \times 0.28 \text{ เมตร} \times \cos 45^\circ) + 0 \\
 &= 9.35 \text{ นิวตันเมตร}
 \end{aligned}$$

#### สำหรับส่วนลำตัว

ขอให้สังเกตว่าส่วนของลำตัวสิ้นสุดที่ L5/S1 ซึ่งเป็นหมอนรองกระดูกระหว่างกระดูกสันหลังส่วนล่างท่อนสุดท้าย (Lumbar) กับกระดูกก้นกบ ในกรณีเช่นนี้จะต้องสมมติ  $\lambda_4$  ตำแหน่งของศูนย์กลางมวลของลำตัววัดจาก L5/S1



รูปที่ 2.21 แผนภาพแรงและโมเมนต์ที่กระทำต่อลำตัว

$$\begin{aligned}
 \text{เมื่อ } W_T &= \text{แรงอันเนื่องมาจากมวลของศีรษะ คอ และลำตัว ดูตารางที่ 2.1} \\
 &= m_T \times g = 0.578 \times 71 \text{ กก.} \times 9.8 \text{ เมตรต่อวินาที}^2 = 402.17 \text{ นิวตัน} \\
 M_s &= 9.35 \text{ นิวตันเมตร (หัวไหล่ข้างเดียว) ถ้าเป็นหัวไหล่ทั้งสองข้าง} \\
 &\quad 18.7 \text{ นิวตันเมตร}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 F_{xs} &= 0 \\
 F_{ys} &= 40.69 \text{ นิวตัน สำหรับหัวไหล่แต่ละข้าง} \\
 &= 81.38 \text{ นิวตัน สำหรับหัวไหล่ทั้งสองข้าง} \\
 \theta_4 &= \text{มุมของแขนส่วนบนวัดกับแนวราบเช่น } \theta_4 = 81^\circ \text{ เป็นต้น} \\
 SL_4 &= \text{ความยาวของลำตัวจาก L5/S1 ถึงหัวไหล่} \\
 &\text{เช่น } SL_4 = 0.43 \text{ เมตร จากตารางที่ 2.1} \\
 \lambda_4 &= \text{ศูนย์กลางมวลของหัวคอและลำตัววัด} = 0.660 \times 0.43 \text{ เมตร} = 0.283 \text{ เมตร} \\
 M_t &= \text{โมเมนต์ลัพธ์ที่ LA/S1 เพื่อรักษาสมดุลสถิต} \\
 F_{xt} &= \text{แรงลัพธ์ตามแนวนอนแกน X ที่ LA/S1 เพื่อรักษาสมดุลสถิต} \\
 F_{yt} &= \text{แรงลัพธ์ตามแนวตั้งแกน Y ที่ LA/S1 เพื่อรักษาสมดุลสถิต} \\
 \Sigma F_X &= -F_{xs} + F_{xt} = 0 \\
 \Sigma F_Y &= -F_{ys} - W_T + F_{yt} = 0 \\
 \Sigma M_t &= M_t - M_s - W_T \times \lambda_4 \times \cos \theta_4 - F_{ys} \times SL_4 \times \cos \theta_4 - F_{xs} \times SL_4 \times \sin \theta_4 \\
 &= 0
 \end{aligned}$$

จากสมการดังกล่าว เราก็จะหาได้ว่า

$$\begin{aligned}
 F_{xt} &= 0 \\
 F_{yt} &= F_{ys} + W_T = 81.38 \text{ นิวตัน} + 402.17 \text{ นิวตัน} = 483.55 \text{ นิวตัน} \\
 M_t &= 18.7 \text{ นิวตันเมตร} + (402.17 \text{ นิวตัน} \times 0.283 \text{ เมตร} \times \cos 81^\circ) + \\
 &\quad (81.38 \text{ นิวตัน} \times 0.43 \text{ เมตร} \times \cos 81^\circ) + 0 \\
 &= 41.98 \text{ นิวตันเมตร}
 \end{aligned}$$

จากการคำนวณจะเห็นว่า ถ้าลำตัวอยู่ในสมดุลสถิตแล้ว โมเมนต์ลัพธ์ 41.98 นิวตัน-เมตร จะต้องมีโมเมนต์ที่มีขนาดเท่ากันมาแย้งไว้ในทิศทางตรงกันข้าม ถ้าสมมติว่า Erector Spinae เป็นกล้ามเนื้อชุดเดียวที่ทำหน้าที่ดึงลำตัวให้สมดุลที่จุด L5/S1 เราก็จะสามารถคำนวณขนาดของแรงกล้ามเนื้อชุดนี้ได้ (สมมติฐานนี้กำหนดเพื่อให้การคำนวณง่ายขึ้น แต่จะไม่เหมาะสมนักสำหรับการวิเคราะห์อย่างละเอียด)

สมมติให้แขนโมเมนต์ของชุดกล้ามเนื้อ Erector Spinae เป็น 0.05 เมตร จาก L5/S1 ดังนั้น

$$M_t = 41.98 \text{ นิวตันเมตร} = F \times d = F \times (0.05)$$

$$F = 41.98 / 0.05 = 839.6 \text{ นิวตัน}$$

เมื่อ  $F$  คือ แรงดึงของชุดกล้ามเนื้อ Erector Spinae ที่จะทำให้เกิดสมดุลสถิต

$d$  คือ แขนโมเมนต์ของชุดกล้ามเนื้อ Erector Spinae จาก L5/S1

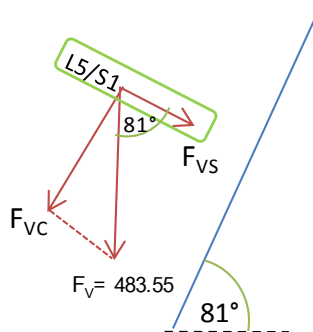
ขั้นต่อไปคือการคำนวณแรงอัด (Compressive Force) และแรงเฉือน (Shear Force) ที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกระหว่าง L5/S1 เนื่องจากลำตัวทำมุม  $81^\circ$  แรงในแนวตั้งจึงมีขนาดที่เท่ากันทั้งแรงอัดและแรงเฉือน และแรงในแนวตั้ง (นอกจากแรงในชุดกล้ามเนื้อ Erector Spinae) จะเป็นผลรวมของน้ำหนักของกล่อง น้ำหนักแขนและน้ำหนักของลำตัว ดังนั้น

$$\begin{aligned} F_V &= \text{ผลรวมของแรงในแนวตั้งที่กระทำต่อหมอนรองกระดูก L5/S1} \\ &= W_L + W_h + W_{LA} + W_{UA} + W_T \\ &= 11.76 + (2 \times 4.2) + (2 \times 11.13) + (2 \times 19.48) + 402.17 \\ &= 483.55 \text{ นิวตัน} \end{aligned}$$

จากนั้นก็สามารรถคำนวณหาแรงอัดและแรงเฉือนในแนวตั้งได้ โดยอาศัยตรีโกณมิติช่วย

$$F_{VC} = 483.55 \sin 81^\circ = 477.59 \text{ นิวตัน}$$

$$F_{VS} = 483.55 \cos 81^\circ = 75.64 \text{ นิวตัน}$$



รูปที่ 2.22 แผนภาพของแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำบนหมอนรองกระดูก

เพราะฉะนั้น ผลรวมของแรงอัดและแรงเฉือนที่กระทำต่อหมอนรองกระดูกระหว่าง L5/S1 คือ

$$F_C = 477.59 \text{ นิวตัน} + 839.60 \text{ นิวตัน} = 1,317.19 \text{ นิวตัน}$$

$$F_S = 75.64 \text{ นิวตัน}$$

## 2.8 การศึกษาหาขนาดแรงกดอัดสูงสุด (Compressive Strength, CS) ที่กระดูกสันหลังรับได้

อภิชาติ แผ้วพาลชน (2545) วิธีหนึ่งที่ใช้ในการศึกษาหาแรงกดอัดสูงสุดที่กระดูกสันหลังคือ การศึกษาศพ โดยการนำกระดูกสันหลังของผู้ตายซึ่งเก็บรักษาภายใต้ความเย็น 4 องศาเซลเซียส และได้รับการตรวจสอบจากแพทย์แล้วว่าไม่มีปัญหาการแตกร้าวหรือรอยชำรุดมาก่อน กระดูกสันหลังที่ได้มานี้จะนำไปทดสอบความสามารถสูงสุดในการรับแรงกดอัด โดยการเพิ่มภาระงานให้กับชิ้นส่วนกระดูกจนกระทั่งกระดูกเกิดการเสียรูป ทั้งนี้ในขณะที่ทดลองจะต้องควบคุมความชื้นสัมพัทธ์ 100% อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เพื่อให้มีสภาพใกล้เคียงกับภายในร่างกายมนุษย์ ค่าภาระงานสุดท้ายที่อ่านได้นี้จะเป็นค่าแรงกดอัดสูงสุดของกระดูกสันหลัง

จากภาระงานที่เพิ่มให้กับชิ้นส่วนกระดูกในขณะที่ทดลองหาค่าแรงกดอัดสูงสุดสามารถนำมาหาความสัมพันธ์กับลักษณะจำเพาะของกระดูกสันหลัง เช่น พื้นที่หน้าตัดของกระดูกสันหลัง ความหนาแน่นของกระดูก และส่วนประกอบของ Bone Mineral ในกระดูกสันหลัง ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดอัดสูงสุดกับลักษณะจำเพาะของบุคคลนั้นได้มีนักวิจัยหลายท่านได้ทดลองสร้างความสัมพันธ์เชิงคณิตศาสตร์ขึ้นเป็นฟังก์ชันของอายุ เพศ น้ำหนักร่างกายและค่าจำเพาะของกระดูกสันหลังแต่ละชิ้น (Spinal Component, SC)

จากแนวคิดเรื่องการหาแรงกดอัดสูงสุดข้างต้นซึ่งเป็นค่าสูงสุดที่กระดูกสันหลังจะทนได้เมื่อมีภาระงานมากกระทำ ดังนั้นเพื่อที่จะเป็นการป้องกันอันตรายอันจะเกิดกับกระดูกสันหลังจากภาระงานที่มากกระทำ จึงมีการเสนอค่าภาระงานสูงสุดที่กระทำต่อกระดูกสันหลังในระดับที่สามารถยอมรับได้ (Maximum Acceptable Load) ซึ่งจะต้องมีค่าต่ำกว่าค่าแรงกดอัดสูงสุด เช่น จากการศึกษาของ Eie, 1966 (อ้างถึงใน ตรีฉัตร จำปาวัลย์, 2538) พบว่าค่า MAL ควรอยู่ที่ร้อยละ 60 ของค่าแรงกดอัดสูงสุด งานวิจัยของ ตรีฉัตร จำปาวัลย์ (2538) ได้รวบรวมค่าแรงกดอัดสูงสุดที่นักวิจัยอื่น ๆ ศึกษาไว้ก่อนแล้ว ดังแสดงไว้ในตาราง 2.3

ตารางที่ 2.3 ค่าแรงกดอัดสูงสุด (Compressive Strength, CS) ที่นักวิจัยท่านอื่นได้ทำไว้ (ที่มา : ตรีฉัตร จำปาวัลย์, 2538)

นักวิจัย	สมการประมาณค่าแรงกดอัดสูงสุด (นิวตัน) จากกระดูกสันหลังที่ได้จากซากศพ
Sonoda (1962)	$CS = 6421.3 + (374.3 * SC^{\#})$
Guzulov et al. (1966)	$CS = 6218.1 + (783.0SC)$

Hutton et al. (1979)	$CS = 8567.4 - (72.0 \cdot \text{อายุ}) - (3276.9 \cdot \text{เพศ}^*) + (374.0 \cdot SC)$
messerer (1980)	$CS = 1908.3 + (299.7 \cdot SC)$
Hutton & Adams (1982)	$CS = 18512 - (29.3 \cdot \text{อายุ}) - (3215.5 \cdot \text{เพศ}) + (539.9 \cdot SC) + (97.0 \cdot \text{น้ำหนักร่างกาย})$
Adams & Hutton (1982)	$CS = -7308.4 - (69.8 \cdot \text{อายุ}) - (140.7 \cdot \text{เพศ}) + (280.2 \cdot SC) + (42.4 \cdot \text{น้ำหนักร่างกาย})$
Hansson et al. (1987)	$CS = -13557.0 - (63.1 \cdot \text{อายุ}) - (454.4 \cdot \text{เพศ}) + (404.2 \cdot SC) + (54.5 \cdot \text{น้ำหนักร่างกาย})$
Brinkmann et al (1988)	$CS = -2894.9 - (64.8 \cdot \text{อายุ}) - (1018.0 \cdot \text{เพศ}) + (284.7 \cdot SC)$
Biggemann et al (1988)	$CS = 5719.6 - (53.1 \cdot \text{อายุ}) - (1722.1 \cdot \text{เพศ}) + (312.1 \cdot SC)$
Jager & Luttmann (1992)	$CS = [10.53 - 0.975(\text{อายุ}/10)] \times 10^3$ สำหรับเพศชาย
	$CS = [7.03 - 0.591(\text{อายุ}/10)] \times 10^3$ สำหรับเพศหญิง
Genaidy et al (1993)	$CS = 7222.41 - (1047.71 \cdot \text{ช่วงอายุ}^{**}) - (1279.18 \cdot \text{เพศ}) + (56.73 \cdot \text{เปอร์เซ็นต์ไทล์ประชากร})$
หมายเหตุ	# ค่า SC ของกระดูกแต่ละชิ้น : C1=1 C2=2 C3=3 C4=4 C5=5 C6=6 C7=7 T1=8 T2=9 T3=10 T4=11 T5=5 T6=6 T7=7 T8=8 T9=9 T10=10 T12=12 L1=13 L2=14 L3=15 4=16 L5=17 T12/L1=43 L1/L2=44 L2/L3=45 L3/L4=46 L4/L5=47 L5/S1=48
	* เพศ : เพศชาย และเพศหญิง มีตัวเลขเชิงคุณภาพเป็น 1 และ 2 ตามลำดับ
	** ช่วงอายุ 20-29, 30-39, 40-49, และมากกว่า 50 ปี มีค่าเป็นตัวเลขเชิงคุณภาพ 1, 2, 3, 4 และ 5 ตามลำดับ

## 2.9 การคำนวณขีดจำกัดสูงสุดที่ข้อต่อกระดูกรับได้ (Joint Strength) โดยใช้เกณฑ์ชีวกลศาสตร์

Chaffin และ Andersson (1991) ใช้หลักการที่ว่าข้อต่อแต่ละชิ้นมีค่าความแข็งแรง (Strength) ที่เกิดจากกล้ามเนื้อซึ่งไม่มากเกินไปโมเมนต์ที่เกิดจากแรงภายนอกที่มากระทำตามรูปแบบการนำความแข็งแรงของร่างกายมนุษย์ตามหลักชีวกลศาสตร์ Chaffin (1969) ได้พัฒนาโมเดล

การทำนายความแข็งแรงของข้อต่อกระดูก ในระนาบซ้าย - ขวา (Sagittal Plane) ในสภาวะสถิต เพื่อใช้ในการวิเคราะห์กิจกรรมการยกย้ายที่มีภาระงาน ดังนี้

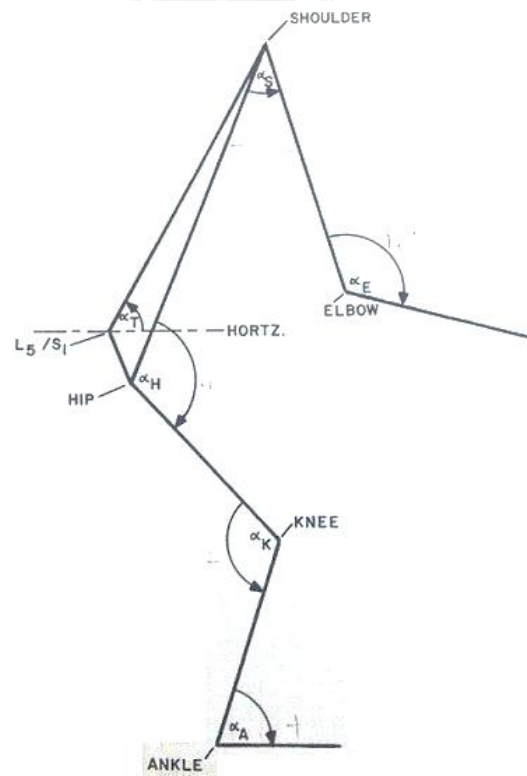
$$-S_j < M_{j/L} < S_j \quad (2.1)$$

เมื่อ

$S_j$  คือ ความแข็งแรงที่เกิดจากกล้ามเนื้อที่ข้อต่อ  $j$  (ค่าลบเป็นขอบเขตของการเหยียด (Extension) และค่าบวกเป็นขอบเขตของการงอ (Flexion))

$M_{j/L}$  คือ โมเมนต์ที่กระทำกับข้อต่อ  $j$  ในระหว่างที่มีแรงภายนอก  $L$  มากระทำบนมือ และน้ำหนักของชิ้นส่วนร่างกาย

ค่าความแข็งแรงของกล้ามเนื้อจะเปลี่ยนไปตามช่วงการเคลื่อนไหวของข้อต่อ ดังนั้นมุมของข้อต่อ ต้องทราบค่าเพื่อทำนายค่าของ  $S_j$  ได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.23 มุมระหว่างข้อต่อที่อยู่ชิดกันจะต้องถูกนำมาพิจารณาในการทำนายค่า  $S_j$



รูปที่ 2.23 มุมที่ใช้ในสมการทำนายความแข็งแรง (Strength) ที่ใช้ประกอบในตารางที่ 2.4

ซึ่งตารางที่ 2.4 แสดงการสังเคราะห์ค่าของ  $S_j$  จากการศึกษาความแข็งแรงของ Clarke (1996), Schanne (1972) และ Burggraaf (1972) เป็นข้อมูลที่ถูกรวบรวมบนขอบเขตจำนวนของอายุ เพศ ชายและเพศหญิง ดังนั้นรูปแบบการทำนายจึงค่อนข้างมีเหตุผล การทำนายค่า  $S_j$  ด้วยท่าทางที่ แตกต่างกันไปตามที่นิยม แต่ที่สำคัญไม่จำเป็นต้องมีตัวแทนของประชากรคนงาน

ตารางที่ 2.4 สมการทำนายค่าเฉลี่ยความแข็งแรงของข้อต่อทั้งหมด  $S_j^*$

Strength	Primary / Adjacent Joint	$S_j^*$ Predicted Mean Strength (N m) <sup>a</sup>	G = Gender		Coefficient of	
			Adjustment		Variation	
			Male	Female	Male	Female
Elbow flexion	Elbow/shoulder	$S_E = [336.29 + 1.544\alpha_E - 0.0085\alpha_E^2 - 0.5\alpha_S] [G]$	0.1924	0.1011	0.2458	0.2629
Elbow extension	Elbow/shoulder	$-S_E = [264.153 - 0.575\alpha_E - 0.425\alpha_S] [G]$	0.2126	0.1153	0.2013	0.3227
Shoulder flexion	Shoulder/elbow	$S_S = [227.338 + 0.525\alpha_E - 0.296\alpha_S] [G]$	0.3017	0.1488	0.2311	0.2634
Shoulder extension	Shoulder	$-S_S = [204.562 - 0.099\alpha_S] [G]$	0.4957	0.2485	0.3132	0.3820
Torso flexion	$L_g/S_1$	$S_T = [141.179 - 3.694\alpha_T] [G]$	0.3134	0.1853	0.2932	0.3965
Torso extension	$L_g/S_1$	$-S_T = [3365.123 - 23.947\alpha_T] [G]$	0.2467	0.1380	0.3152	0.3455
Hip flexion	Hip	$S_H = [-820.21 + 34.29\alpha_H - 0.11426\alpha_H^2] [G]$	0.1304	0.0871	0.2729	0.3364
Hip extension	Hip	$-S_H = [3338.1 - 15.711\alpha_H + 0.04626\alpha_H^2] [G]$	0.0977	0.0516	0.4016	0.3779
Knee flexion	Knee	$S_K = [-94.437 + 6.3672\alpha_K] [G]$	0.1429	0.0851	0.2934	0.3212
Knee extension	Knee	$-S_K = [1091.9 - 0.0996\alpha_K + 0.17308\alpha_K^2 - 0.000975\alpha_K^3] [G]$	0.0898	0.0603	0.3503	0.3466
Ankle extension	Ankle	$-S_A = [3356.8 - 18.4\alpha_A] [G]$	0.0816	0.0489	0.3307	0.2745

## 2.10 เทคโนโลยีของแท็บเล็ต (Tablet)

ด้วยการพัฒนาด้านเทคโนโลยีอย่างต่อเนื่องทำให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ใหม่ ๆ เกิดขึ้นมากมาย และอุปกรณ์หนึ่งที่ยอมรับใช้งานกันในปัจจุบันก็คือ แท็บเล็ต (Tablet) ซึ่งเป็นเทคโนโลยีระบบคอมพิวเตอร์ที่ให้เราสามารถพกติดตัวได้โดยวัตถุประสงค์เพื่อทดแทนสมุดหรือกระดาษ โดยแท็บเล็ตในความหมายแท้จริงแล้วคือแผ่นจารึกที่เอาไว้บันทึกข้อความต่าง ๆ และมีการใช้กันมานานแล้วในอดีต ในปัจจุบันมีการพัฒนาคอมพิวเตอร์ที่ใช้แนวคิดนี้ขึ้นมาแทนที่ มีหลายบริษัทซึ่งเป็นผู้ผลิตได้ให้คำนิยามที่แตกต่างกันไป โดยมีอยู่ 2 ความหมายด้วยกันคือ แท็บเล็ต พีซี (Tablet Personal Computer, Tablet PC) และแท็บเล็ต คอมพิวเตอร์ (Tablet Computer) หรือที่รู้จักกันในชื่อ แท็บเล็ต (Tablet)

แท็บเล็ต พีซี (Tablet Personal Computer, Tablet PC) คือ เครื่องคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลที่สามารถพกพาได้และใช้หน้าจอสัมผัสในการทำงานเป็นอันดับแรก ออกแบบให้สามารถ



ทำงานได้ด้วยตัวมันเอง ซึ่งแนวคิดนี้ได้มาจากบริษัทไมโครซอฟท์ (Microsoft Inc.) และได้รับความสนใจเป็นอย่างมากหลังจากเปิดตัว Microsoft Tablet PC ในปี 2001 แต่หลังจากนั้นได้เสียชีวิตไป แท็บเล็ต พีซี ต่างกับคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะหรือ Laptops ตรงที่ไม่มีแป้นพิมพ์ในการใช้งาน แต่ใช้แป้นพิมพ์เสมือนจริงในการใช้งานแทน (ใช้การแสดงลักษณะแป้นพิมพ์บนหน้าจอสัมผัสเพื่อใช้ในการพิมพ์) แท็บเล็ต พีซี จะมีอุปกรณ์ไร้สายเพื่อใช้สำหรับเชื่อมต่ออินเทอร์เน็ตและระบบเครือข่ายภายใน

แท็บเล็ต คอมพิวเตอร์ (Tablet Computer) หรือที่รู้จักกันในชื่อสั้น ๆ ว่า แท็บเล็ต (Tablet) คือ เครื่องคอมพิวเตอร์ที่สามารถใช้ในขณะเคลื่อนที่ได้ขนาดกลางและใช้หน้าจอสัมผัสในการการทำงานเป็นอันดับแรก มีคีย์บอร์ดเสมือนจริงหรือปากกาดิจิตอลในการใช้งานแทนที่แป้นพิมพ์คีย์บอร์ด และมีความหมายครอบคลุมถึงโน้ตบุ๊กแบบ Convertible ที่มีหน้าจอแบบสัมผัสและมีแป้นพิมพ์คีย์บอร์ดติดมาด้วยไม่ว่าจะเป็นแบบหมุน หรือแบบสไลด์ก็ตาม ซึ่งเป็นแนวคิดจากทางบริษัทแอปเปิ้ล (Apple Inc.) ผู้ผลิตไอแพด (iPad) ผู้เรียกอุปกรณ์ของตัวเองว่าเป็นแท็บเล็ตคอมพิวเตอร์เครื่องแรก

ในปัจจุบันความนิยมในการใช้งานแท็บเล็ตมีสูงขึ้นเรื่อย ๆ ส่งผลให้เกิดการแข่งขันทางการตลาดและการพัฒนาเทคโนโลยีของแท็บเล็ตขึ้นมาโดยเฉพาะ เช่น ด้านสถาปัตยกรรม ด้านฮาร์ดแวร์ (Hardware) หรือซอฟต์แวร์ (Software) ต่างก็มีผู้ผลิตระบบปฏิบัติการของตนเองมาแข่งขัน เช่น บริษัทไมโครซอฟท์ มี Windows ที่ใช้งานและพยายามจะรักษาตลาดเดิมของ Pocket PC เอาไว้ นอกจากนี้ บริษัทแอปเปิ้ล ผู้ผลิตไอแพด ซึ่งเป็นผู้ที่สร้างแรงกระตุ้นให้เกิดการใช้งานแท็บเล็ตอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน ก็มีระบบปฏิบัติการไอโอเอส (iOS) ที่พัฒนาสำหรับแท็บเล็ตโดยเฉพาะ และมีจุดแข็งในการผลิตฮาร์ดแวร์เองทำให้ระบบปฏิบัติการสามารถทำงานได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ นอกจากนี้คู่แข่งสำคัญอย่างกูเกิล (Google) ก็มีระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Android Operating System) ที่มีจุดแข็งในการเปิดให้ผู้ผลิตฮาร์ดแวร์อื่น ๆ สามารถนำระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ไปใช้ร่วมกับฮาร์ดแวร์ของตน นอกจากนี้ก็ยังมีผู้ผลิตหลายราย ที่พยายามสร้าง OS ของตนขึ้นมาเพื่อใช้งานกับแท็บเล็ตของตนเอง เช่น Blackberry Tablet OS ที่อิงระบบ QNX หรือ HP ที่พยายามสร้าง webOS เข้ามาแย่งส่วนแบ่งการตลาด แต่ทำไม่สำเร็จ (กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร, 2556)

แอปพลิเคชัน (Application) หรือที่นิยมเรียกกันสั้น ๆ ว่า แอป (App) คือ โปรแกรมประยุกต์สำหรับใช้งานในแท็บเล็ตมีอยู่มากมายตั้งแต่เกมส์ไปจนถึงระบบประมวลผลคำหรือแม้แต่เครื่องดนตรี เพื่อความบันเทิง การศึกษา เป็นต้น ซึ่งรูปแบบทั่วไปของแอปพลิเคชันเหล่านี้จะอาศัยระบบสัมผัสบนหน้าจอของแท็บเล็ตเพื่อโต้ตอบกับผู้ใช้ในรูปแบบที่แตกต่างไปจากคอมพิวเตอร์ปกติ ระบบสัมผัสบนหน้าจอเป็นระบบควบคุมที่ใช้งานได้ค่อนข้างง่ายผู้ผลิตแท็บเล็ตจึงพยายามพัฒนา

ระบบปฏิบัติการและแอปพลิเคชันที่ใช้งานได้ง่ายที่สุดเพื่อให้แท็บเล็ตของตนสามารถสร้างความแตกต่างกับผู้ใช้เมื่อเทียบกับโน้ตบุ๊กหรือเน็ตบุ๊กในปัจจุบัน แอปพลิเคชันที่ได้รับความนิยมใช้งานกันเป็นอย่างมากนั้น เป็นแอปพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ และบนระบบปฏิบัติการไอโอเอส

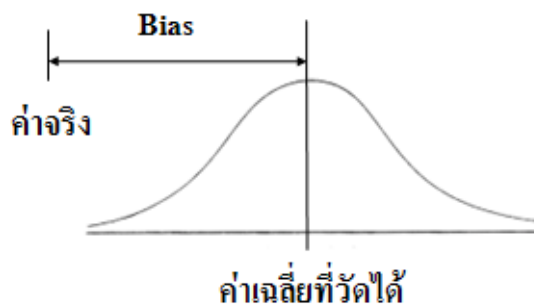
แท็บเล็ตส่วนใหญ่มีกล้องทั้งด้านหน้าและด้านหลังซึ่งกล้องเหล่านี้ติดตั้งไว้เพื่อสะดวกสำหรับการใช้งานแอปพลิเคชันประชุมสายวิดีโอและเพื่อสามารถถ่ายภาพด้วยความละเอียดสูงได้อย่างรวดเร็วโดยความละเอียดของกล้องด้านหลังมีตั้งแต่ 5 ล้านพิกเซลขึ้นไป ซึ่งถือว่าเป็นอีกจุดต่างสำหรับแท็บเล็ตเมื่อเทียบกับคอมพิวเตอร์ทั่วไปเนื่องจากแท็บเล็ตมีลักษณะเป็นแผ่น น้ำหนักเบาและพกพาได้สะดวกกล้องที่ติดตั้งเสริมเข้ามาจึงถือเป็นคุณสมบัติเด่นที่น่าสนใจ (อินเทล, 2556) ด้วยแท็บเล็ตสามารถใช้ประโยชน์ได้มากมายและการแข่งขันของตลาดของแท็บเล็ตรุ่นใหม่ ๆ ที่เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ทำให้ราคาแท็บเล็ตต่อเครื่องต่ำกว่า 30,000 บาท

## 2.11 การวิเคราะห์ระบบการวัด (Measurement System Analysis, MSA)

ระบบการวัดที่ต้องประกอบด้วยความแม่นยำ (Accuracy) และความเที่ยง (Precision)

**2.11.1 ความแม่นยำ** จะพิจารณาในเรื่องของการที่ค่าที่วัดได้เข้าใกล้ค่าจริง ซึ่งจะพิจารณา 3 เรื่อง คือ

1. คุณสมบัติด้านไบอัสของระบบการวัด (Bias) แสดงถึงความแตกต่างระหว่างค่าจริง (ค่าอ้างอิง หรือ Master) กับค่าเฉลี่ยของค่าที่วัดได้บนคุณลักษณะและชิ้นงานเดียวกัน



รูปที่ 2.24 ค่าความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของการวัดและค่าจริง

การวิเคราะห์ค่าไบอัสด้วยวิธีคำนวณค่าทางสถิติ สามารถคำนวณได้จาก

$$\text{ค่าไบอัส} = \text{ค่าเฉลี่ยของการวัด} - \text{ค่าจริง} \quad (2.1)$$

เมื่อ

ค่าจริง คือ ค่าอ้างอิง ที่ได้จากค่ามาตรฐานของเครื่องมือ หรือจากการทำการวัดใหม่ภายใต้สภาวะควบคุม ที่อาจทำการวัด 10 ครั้งแล้วหาค่าเฉลี่ย

ค่าไบอัส คือ ค่าที่คำนวณได้จากการนำค่าเฉลี่ยของการวัดลบด้วยค่าจริง

แล้วคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ไบอัสเทียบกับความคลาดเคลื่อนที่ยินยอม

$$\text{เปอร์เซ็นต์ไบอัสของความคลาดเคลื่อนที่ยินยอม} = \frac{\text{ค่าไบอัส}}{\text{USL} - \text{LSL}} \times 100\% \quad (2.2)$$

เมื่อ

USL (Upper Specification Level) คือ ค่าขีดจำกัดบนของสเปค

LSL (Lower Specification Level) คือ ค่าขีดจำกัดล่างของสเปค

นำค่าเปอร์เซ็นต์ไบอัสที่ได้จากสมการ (2.2) ไปวิเคราะห์ผลร่วมกับเกณฑ์ในการตัดสินใจเพื่อยอมรับ ดังนี้

เปอร์เซ็นต์ไบอัส $\leq 5\%$	ยอมรับได้โดยไม่ต้องทำการแก้ไขระบบการวัด
$5\% < \text{เปอร์เซ็นต์ไบอัส} < 10\%$	อาจยอมรับได้ โดยต้องพิจารณาความเหมาะสมของปัจจัยต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวัด
เปอร์เซ็นต์ไบอัส $\geq 10\%$	ไม่สามารถยอมรับระบบการวัดได้ ต้องค้นหาสาเหตุแล้วทำการแก้ไข

2. คุณสมบัติด้านเสถียรภาพของระบบการวัด (Stability) แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของค่าไบอัสเมื่อเวลาเปลี่ยนไป

3. คุณสมบัติเชิงเส้นตรงของระบบการวัด (Linearity) แสดงถึงการเปลี่ยนแปลงของค่าไบอัสเมื่อเปลี่ยนย่านวัด

**2.11.2 ความเที่ยง** จะพิจารณาในเรื่องที่ค่าที่วัดได้ในหลาย ๆ ครั้งมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งจะวิเคราะห์ความผันแปร 2 ด้าน คือ 1. รีพีทหะบิลิตี้ (Repeatability) วิเคราะห์ความผันแปรที่เกิดจากอุปกรณ์ แสดงถึงความผันแปรของค่าวัดที่ทำการวัดโดยพนักงานวัดเดียวกัน เครื่องมือวัดเดียวกัน ในการวัดชิ้นงานเดียวกันซ้ำ ๆ โดยทั่วไปมักจะแสดงความผันแปรของเครื่องมือวัด 2. รีโพรดิวซิบิลิตี้ (Reproducibility) ความผันแปรที่เกิดจากความแตกต่างระหว่างพนักงานวัด แสดงถึงความผันแปรที่ค่าเฉลี่ยของค่าวัดจากการใช้เครื่องมือวัดเดียวกันในการวัดชิ้นงานเดียวกันด้วยเงื่อนไขที่แตกต่างกัน โดยทั่วไปมักแสดงถึงความแตกต่างระหว่างพนักงานวัด (นภัสสงศ์ โรจนโรวรรณ, 2554 อ้างจาก อัจฉราภรณ์ ดำรงวณิชย์, 2555) ซึ่งจะเรียกการวิเคราะห์ทั้ง 2 เรื่องนี้ว่า Gage Repeatability & Reproducibility หรือ Gage R&R ซึ่งวิธีการประเมินผล Gage R&R มีอยู่ 3 วิธี คือ

1. วิธีอาศัยค่าพิสัย (Range Method) เหมาะกับกรณีการทดลองในช่วงสั้น ๆ และไม่มีการวัดซ้ำ มีข้อดีคือประเมินผลได้ง่าย แต่มีข้อเสียที่สำคัญคือ ไม่สามารถแยกกรีพีทหะบิลิตี้ออกจากกรีโพรดิวซิบิลิตี้ได้

2. วิธีอาศัยค่าเฉลี่ยและพิสัย (Average and Range Method) เหมาะกับการทดลองซ้ำในแต่ละสิ่งตัวอย่างของพนักงานวัดแต่ละคน วิธีนี้สามารถแยกกรีพีทหะบิลิตี้ออกจากกรีโพรดิวซิบิลิตี้ได้ แต่ไม่สามารถแยกความผันแปรจากสาเหตุร่วมระหว่างชิ้นงานและพนักงานวัดออกจากค่ากรีพีทหะบิลิตี้ได้

3. วิธีอาศัยการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) เหมาะกับการวิเคราะห์ผลการศึกษาที่ได้จากการออกแบบการทดลอง เพื่อพิจารณาว่าพนักงานและชิ้นงาน เป็นสาเหตุของความผันแปรอย่างมีนัยสำคัญหรือไม่ และวิธีการนี้จะสามารถแยกความผันแปรจากสาเหตุร่วมระหว่างชิ้นงานและพนักงานวัดออกจากค่ากรีพีทหะบิลิตี้ได้ แต่วิธีการนี้มีข้อเสียตรงที่ความยุ่งยากในการคำนวณ จึงจำเป็นต้องใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยในการคำนวณ เช่น โปรแกรม Minitab

เมื่อมีการประเมินค่าความผันแปรด้านกรีพีทหะบิลิตี้และกรีโพรดิวซิบิลิตี้แล้วจะต้องมีการประเมินผลเทียบกับความผันแปรที่ยอมรับได้ ซึ่งอาจจะเป็นค่าความคลาดเคลื่อนยินยอมของข้อกำหนดเฉพาะ (Precision to Tolerance Ratio, P/T) หรือ อาจจะเทียบกับความผันแปรจากกระบวนการ (Precision to Tolerance Variation, P/TV) โดยที่

$$P/T = \frac{\text{Gage R\&R}}{\text{USL} - \text{LSL}} \times 100\% \quad (2.3)$$

และ

$$P/TV = \frac{\text{Gage R\&R}}{\text{ความผันแปรของกระบวนการ}} \times 100\% \quad (2.4)$$

โดยทั่วไปแล้ว จะกำหนดเกณฑ์การยอมรับค่ารีพีทอะบิลิตีและรีโพรดิวซิบิลิตีดังนี้

P/T หรือ P/TV $\leq$ 10%	ยอมรับได้โดยไม่ต้องทำการแก้ไขระบบการวัด
10% < P/T หรือ P/TV < 30%	อาจยอมรับได้ โดยต้องพิจารณาความเหมาะสมของปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวัด
P/T หรือ P/TV $\geq$ 30%	ไม่สามารถยอมรับระบบการวัดได้ ต้องค้นหาสาเหตุแล้วทำการแก้ไข

(กิตติศักดิ์ พลอยพานิชเจริญ, 2553)

ปาริชาติ บุญเกลี้ยง (2552) ใช้การวิเคราะห์คุณสมบัติด้านความแม่นยำของระบบการวัดโดยวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) กับค่าขนาดความกว้างของเทปโฟมอะคริลิคจากกระบวนการการตัด ที่ได้จากผู้วัดที่ผ่านการฝึกอบรมและมีหน้าที่ในการวัดจำนวน 2 คน ชิ้นงานที่ทำการวัดจำนวน 20 ชิ้น และให้แต่ละคนทำการวัดซ้ำจำนวน 3 ครั้งต่อชิ้นงาน

มยุรา นองเส (2554) ใช้การวิเคราะห์คุณสมบัติด้านความแม่นยำของระบบการวัดโดยวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) กับค่าแรงบิดและค่าเรโซแนนซ์ของชิ้นงาน ที่ได้จากผู้ที่มีหน้าที่ในการวัดจำนวน 3 คน ชิ้นงานที่ทำการวัดจำนวน 10 ชิ้น และให้แต่ละคนทำการวัดซ้ำจำนวน 3 ครั้งต่อชิ้นงาน

อัจฉราภรณ์ ดำรงวณิชย์ (2555) ใช้การวิเคราะห์คุณสมบัติด้านความแม่นยำของระบบการวัดโดยวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) กับค่าการวัดค่าอัตราบิดผิดพลาดของหัวอ่านเขียนที่ได้จากผู้ทดสอบใช้เครื่องมือวัดจำนวน 3 คน ตัวอย่างชิ้นงานที่ผลิตจำนวน 10 ชิ้น และให้แต่ละคนทำการวัดซ้ำจำนวน 2 ครั้งต่อชิ้นงาน

## 2.12 โปรแกรมที่ใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ในปัจจุบัน

McQuade และ Oliveira (2011) ได้ศึกษาผลกระทบของการฝึกการต้านทานแรงบนหัวเข่าระหว่างการยกขาหนึ่งข้างในการก้าวเท้ากับผู้ป่วยโรคข้อกระดูกหัวเข่าอักเสบ ใช้หลักการวิเคราะห์หาตำแหน่งข้อต่อต่าง ๆ เมื่อรู้ตำแหน่งและทิศทางของตัวทำงานส่วนปลาย (Standard Inverse Dynamics Methods) ของ Riener และ Straube (1997) ซึ่งเป็นการศึกษาการเคลื่อนที่ของร่างกายแบบ 3 มิติ โดยใช้กล้องดิจิตอลจำนวน 6 ตัวเพื่อบันทึกภาพตำแหน่งมาร์คเกอร์ และ

โปรแกรม 3D Digitizer เพื่อแปลงภาพหาขนาดของรูปร่าง แล้วคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่หัวเข่า ร่วมกับการใช้โปรแกรม AUTOLEV (Levinson และ Kane, 1990) บนเครื่องคอมพิวเตอร์

ประจวบ กลุ่มอมิจิตร (2538) ได้ศึกษาการสร้างแบบจำลองรูปคนสามมิติเพื่อใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ที่กระทำกับข้อต่อกระดูกของร่างกายโดยใช้เกณฑ์ทางชีวกลศาสตร์ การประเมินภาระงานแบบโอวาสและแบบรูล่าในสถานะสถิตจากภาพการทำงานจริงในแต่ละช่วงเวลาในโปรแกรมช่วยออกแบบอโต้แคด (AutoCAD) โดยใช้คำสั่ง AutoLISP บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และผลการทดสอบพบว่าค่าจากการคำนวณของแบบจำลองไม่มีความแตกต่างกับค่าที่ได้จาก Force Platform ที่ระดับนัยสำคัญ .05

The Center for Human Modeling and Simulation at the University of Pennsylvania (1980 – 1990) ได้พัฒนาโปรแกรม Jack ซึ่งเป็นแบบจำลองมนุษย์เหมือนจริง (Human Modeling) แบบ 3 มิติ เพื่อใช้พัฒนาพื้นที่รับส่งของ NASA สร้างแบบจำลองทหารของกองทัพเรือและกองทัพบกของสหรัฐอเมริกา แต่ในปี 1996 ซอฟต์แวร์ได้ถูกป้อนออกเป็นบริษัทเอกชนและมีการขายโดยบริษัทซีเมนส์ (SIEMENS) ในชื่อใหม่ Jack Human Simulation เพื่อเป็นเครื่องมือสำหรับการจำลองการทำงานของมนุษย์ ซึ่งซอฟต์แวร์มีความสามารถ ดังนี้ สามารถปรับปรุงความปลอดภัยที่มีประสิทธิภาพและความสะดวกสบายของสภาพแวดล้อมการทำงาน สามารถวิเคราะห์สภาพแวดล้อมในสถานที่ทำงานกับคนเสมือนจริงที่สามารถปรับขนาดเพื่อให้ตรงกับลักษณะประชากรที่แตกต่างกัน สามารถทดสอบการออกแบบและการดำเนินงานสำหรับความหลากหลายของปัจจัยมนุษย์รวมถึงความเสี่ยงที่จะได้รับบาดเจ็บ ระยะเวลา และความสะดวกสบายของผู้ใช้ ความเมื่อยล้า และพารามิเตอร์ที่สำคัญอื่น ๆ ได้ แต่มีค่าลิขสิทธิ์ที่สูงมาก

The Center for Ergonomics of Michigan University (2014) ได้ผลิตโปรแกรม 3DSSPP Version 6.0.6 หรือย่อมาจาก The Three-Dimensional Static Strength Prediction Program เพื่อใช้งานบนเครื่องคอมพิวเตอร์ โปรแกรมจะแสดงผลการวิเคราะห์ทางชีวกลศาสตร์ 10 ค่า ประกอบด้วย ค่าแรงกดอัดที่กระดูกส่วนล่าง (Low Back Compression) ในหน่วยนิวตัน และเปอร์เซ็นต์ความแข็งแรงที่สามารถยังรับได้ของตำแหน่ง ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัว สะโพก และหัวเข่า และเปรียบเทียบค่าแรงตามแนวทางของ NIOSH ผู้ใช้ยังสามารถวิเคราะห์การบิดและโค้งของลำตัว และลักษณะของแรงที่กระทำที่มือ ส่วนของชุดคำสั่งมีท่าทางอัตโนมัติให้เลือกใช้และภาพกราฟิกของร่างกายมนุษย์แบบ 3 มิติ หากต้องการนำโปรแกรมมาใช้งานสามารถสั่งซื้อได้บนเว็บไซต์ของ Michigan University หรือสามารถดาวน์โหลดมาทดลองใช้ได้ฟรีใน 14 วัน

The Center for Ergonomics of Michigan University (2012) ได้ผลิต Application ชื่อ 3DSSPP เพื่อใช้งานกับระบบปฏิบัติการ iOS บนแท็บเล็ต โปรแกรมจะแสดงผลการวิเคราะห์ทางซีวกลศาสตร์ของร่างกายทั้งหมดด้วยค่าแรงกดอัดที่กระดูกส่วนล่างในหน่วยนิวตันและเปอร์เซ็นต์ความแข็งแรงที่สามารถยังรับได้ของตำแหน่งหัวไหล่และลำตัว ความสามารถของโปรแกรม ได้แก่ สามารถเลือกลักษณะแรงที่กระทำได้ 3 แบบ คือ การผลัก การดึง และการยก แสดงท่าทางของร่างกายด้วยแบบจำลองแผนภาพวัตถุอิสระ โดยจำกัดให้เลือกท่าทางปฏิบัติงานได้ 6 ท่า คือ Stand Lift, Stoop Lift, Squat Lift, Forward Push, Default และ Backward Pull สามารถพิจารณาได้ในท่าทางการมองแบบด้านหน้าและด้านข้าง สามารถปรับท่าทางโดยการเลื่อนที่ตำแหน่งข้อมือที่มีแรงกระทำอยู่ได้กับตำแหน่งสะโพก โดยตำแหน่งอื่น ๆ จะเลื่อนตาม และท่าทางจะสมมาตรกันระหว่างด้านซ้ายและด้านขวา สามารถเลือกระดับภาระงานที่กระทำจาก 0 – 500 นิวตัน สามารถเลือกเพศข้อมูลร่างกายของน้ำหนักตัวและส่วนสูงของผู้ยกนั้นมาจากค่าเฉลี่ยของประชากรที่โปรแกรมคำนวณให้จากการเลือกเพศ (ไม่ใช่ข้อมูลส่วนบุคคล) สามารถถ่ายภาพนิ่งหรือดึงภาพนิ่งมาซ้อนท่าทางในโปรแกรมได้ ซึ่งอ้างอิงข้อมูลตามแนวทางของ NIOSH และสามารถดาวน์โหลดมาใช้งานได้โดยไม่เสียค่าใช้จ่าย

### บทที่ 3

#### การดำเนินงานวิจัย

การดำเนินงานวิจัยในบทนี้ แบ่งออกเป็น 2 ส่วน โดยส่วนที่ 1 แนวทางการออกแบบพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์ ได้แก่ (1) การวิเคราะห์ปัญหา (2) การออกแบบกระบวนการการทำงานของโปรแกรม (3) การเขียนโปรแกรม และ (4) การจัดวางองค์ประกอบของโปรแกรม ส่วนที่ 2 การทดสอบโปรแกรมและการใช้งานจริง ซึ่งแบ่งการทดสอบเป็น 4 ขั้นตอน ได้แก่ (1) การใช้โปรแกรมวัดขนาดสัดส่วนจากหุ่นจำลอง (2) การใช้โปรแกรมคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัมฟ์ของผู้ถูกทดลอง (3) การทดลองการใช้โปรแกรมบนแท็บเล็ตจากผู้ใช้งาน 5 คน และ (4) การทดสอบการใช้งานโปรแกรมบนแท็บเล็ตในสภาพการทำงานจริง

#### 3.1 แนวทางการออกแบบพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์

##### 3.1.1 การวิเคราะห์ปัญหา

ศึกษาและเปรียบเทียบความต้องการของฮาร์ดแวร์ (Hardware) และหลักปฏิบัติ (Protocol) ที่มีในปัจจุบัน เพื่อใช้เป็นเครื่องมือในการรวบรวมขั้นตอน เพื่อลดเวลาและอุปกรณ์ในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ตามหลักการวิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่าย และเพื่อความสะดวกในการนำไปใช้ในสถานที่ทำงานจริง

งานวิจัยนี้ต้องการพัฒนาโปรแกรมเพื่อเป็นเครื่องมือที่ใช้ประเมินภาระงานที่เกิดขึ้นกับข้อต่อกระดูกต่าง ๆ ได้แก่ ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า เมื่อมีภาระงานมากระทำต่อร่างกาย และสามารถบอกขีดความสามารถในการรับภาระงานของแต่ละข้อต่อกระดูกในแต่ละคนได้ เพื่อเป็นแนวทางป้องกันไม่ให้เกิดภาระงานที่เกินขีดความสามารถของตน โดยการสร้างโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่สามารถคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ ที่ใช้ในการรวบรวมขั้นตอน ลดเวลาและอุปกรณ์ของวิธีวัดขนาดภาพถ่ายซึ่งเป็นวิธีที่ใช้กันอยู่ในปัจจุบัน และเพื่อความสะดวกในการนำไปใช้ในสถานที่ทำงานจริง จึงได้เปรียบเทียบความสามารถของเครื่องมือที่มีในปัจจุบัน ดังตารางที่ 3.1 ซึ่งเห็นได้ว่าเครื่องคอมพิวเตอร์แบบตั้งโต๊ะ นั้นไม่สะดวกในการเคลื่อนย้าย และไม่มิกล้องถ่ายภาพในตัว ส่วนเครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพาถึงแม้มีน้ำหนักเบา สะดวกในการพกพาและเคลื่อนย้ายไปในสถานที่ปฏิบัติงานจริง แต่กล้องถ่ายภาพที่ติดมานั้นเป็นกล้องที่อยู่ด้านหน้า จึงไม่สะดวกต่อการใช้นับทิกภาพพนักงานขณะทำงานจริง และเมื่อเทียบกับแท็บเล็ต ที่การทำงานของซอฟต์แวร์ระบบ (System Software) มีประสิทธิภาพและความเร็วใกล้เคียงกับเครื่องคอมพิวเตอร์ มีซอฟต์แวร์ประยุกต์



(Application Software) เสริมอื่น ๆ ที่รองรับการใช้งานร่วม เช่น โปรแกรมเล่นไฟล์วิดีโอ โปรแกรมแปลงภาพเคลื่อนไหวเป็นภาพนิ่ง มีน้ำหนักเบา สะดวกในการพกพาและเคลื่อนย้าย มีกล้องถ่ายภาพทั้งด้านหน้าและด้านหลังที่สามารถบันทึกภาพเคลื่อนไหวและภาพนิ่งได้ในตัว และมีขนาดเล็กซึ่งสะดวกในการถือด้วยมือในขณะที่ใช้งานเมื่อนำไปใช้ในสถานที่ปฏิบัติงานจริง ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าเครื่องมือที่สอดคล้องกับความต้องการมากที่สุดคือ แท็บเล็ต

ตารางที่ 3.1 การเปรียบเทียบความต้องการของฮาร์ดแวร์ (Hardware) ระหว่างเครื่องคอมพิวเตอร์แบบตั้งโต๊ะ เครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา และแท็บเล็ต

รายละเอียดความต้องการของฮาร์ดแวร์ (Hardware)	เครื่องคอมพิวเตอร์แบบตั้งโต๊ะ	เครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา	แท็บเล็ต
1. ประสิทธิภาพและความเร็วในการทำงานของซอฟต์แวร์ระบบ	√	√	√
2. มีซอฟต์แวร์ประยุกต์เสริมอื่น ๆ ที่รองรับการใช้งานร่วม เช่น โปรแกรมเล่นไฟล์วิดีโอ โปรแกรมแปลงภาพเคลื่อนไหวเป็นภาพนิ่ง	√	√	√
3. มีน้ำหนักเบา สะดวกในการพกพาและเคลื่อนย้าย		√	√
4. มีกล้องหลัง เพื่อถ่ายภาพเคลื่อนไหวและภาพนิ่งในตัว			√
5. มีขนาดเล็กและสะดวกในการถือด้วยมือในขณะที่ใช้งาน			√
หมายเหตุ เครื่องหมาย √ หมายความว่าสามารถทำได้			

เมื่อพิจารณาที่ซอฟต์แวร์ (Software) พบว่าในประเทศไทยยังไม่มีมีการเขียนโปรแกรมคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์บนข้อต่อกระดูกของร่างกายด้วยการสร้างแผนภาพวัตถุอิสระลงบนภาพถ่ายการทำงานจริง แต่ในต่างประเทศได้มีผู้คิดค้นซอฟต์แวร์ที่สร้างแผนภาพวัตถุอิสระแบบ 3 มิติลงในโปรแกรมเพื่อให้เลือกใช้งานตามท่าทางการทำงาน ได้แก่ โปรแกรม NIOSH Lifting Equation โปรแกรม 3DSSPP แต่มีข้อจำกัดในการใช้งาน เพราะท่าทางการทำงานจริงอาจไม่ตรงกับแผนภาพวัตถุอิสระที่มีให้ และยังมีโปรแกรมที่สามารถสร้างแบบจำลองคล้ายมนุษย์แบบ 3 มิติที่เลียนแบบท่าทางการทำงานจริง ได้แก่ โปรแกรม Jack Human Simulation แต่ต้องเสียค่าลิขสิทธิ์ที่สูงมาก

ดังนั้นงานวิจัยนี้ ต้องการสร้างโปรแกรมที่สามารถวาดแผนภาพวัตถุอิสระแบบ 2 มิติ ลงบนภาพถ่าย การทำงานจริงที่สามารถใช้งานบนแท็บเล็ต และสอดคล้องตามหลักปฏิบัติของวิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่าย จึงได้สำรวจความต้องการของโปรแกรมเพื่อให้สอดคล้องตามหลักปฏิบัติของวิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่าย โดยเปรียบเทียบโปรแกรมที่ใช้งานอยู่แล้วในปัจจุบัน กับความต้องการของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ต้องการสร้าง สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 3.2

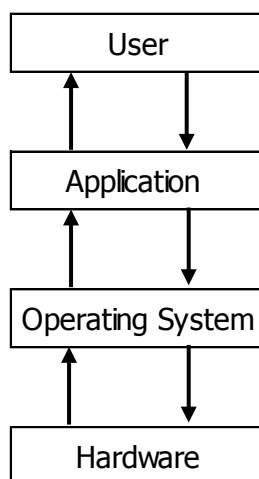
ตารางที่ 3.2 การเปรียบเทียบความต้องการตามหลักปฏิบัติวิธีวัดขนาดด้วยภาพถ่ายของโปรแกรมที่มีใช้งานอยู่แล้วในปัจจุบัน กับโปรแกรมชีวกลศาสตร์

รายละเอียดความต้องการตามหลักปฏิบัติ (Protocol)	Photogrammetry	Jack Human Simulation	3DSSPP (PC)	3DSSPP (TB)	โปรแกรมชีวกลศาสตร์
1. สามารถแปลงภาพนิ่งเป็นตัวเลข	√	√			√
2. สามารถทำมาตราส่วน เพื่อหาระยะจริง	√				√
3. มีแผนภาพวัตถุอิสระ	√		√	√	√
4. สามารถสร้างแผนภาพวัตถุอิสระบนภาพจริงได้	√				√
5. สามารถป้อนข้อมูลรายบุคคล เช่น เพศ และน้ำหนัก	√	√			√
6. สามารถคำนวณขนาดแรงและโมเมนต์ของข้อต่อกระดูกได้บ้าง	√	√	√	√	√
7. สามารถคำนวณขนาดแรงและโมเมนต์ของข้อต่อกระดูกได้ทั้งร่างกาย	√	√			√
8. สามารถคำนวณค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูกได้บ้าง	√	√	√	√	√
9. สามารถคำนวณค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูกได้ทั้งร่างกาย	√	√			√
10. สามารถทำงานได้บนเครื่องคอมพิวเตอร์แบบตั้งโต๊ะ	√	√	√		
11. สามารถทำงานได้บนเครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา	√	√	√		
12. สามารถทำงานได้บนแท็บเล็ต	√			√	√
หมายเหตุ เครื่องหมาย √ หมายความว่าสามารถทำได้					

จากตารางที่ 3.2 พบว่าโปรแกรมที่มีอยู่ในปัจจุบันนั้นยังมีหลักปฏิบัติที่มีไม่ครบตรงตามวิธีวัดขนาดด้วยภาพ ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงต้องการสร้างโปรแกรมชีวกลศาสตร์ ที่สอดคล้องและตรงตามหลักปฏิบัติของวิธีวัดขนาดด้วยภาพเพื่อนำไปใช้งานบนแท็บเล็ตต่อไป

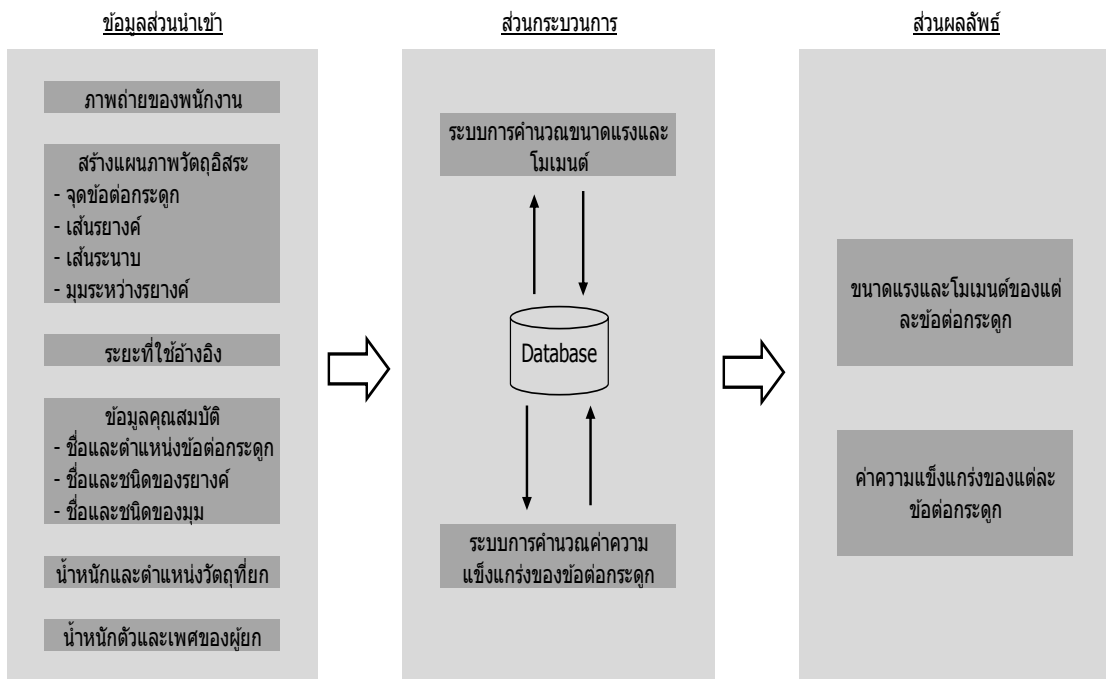
### 3.1.2 การออกแบบระบบและกระบวนการทำงานของโปรแกรม

การออกแบบระบบการสั่งงานของโปรแกรม จะเริ่มจากผู้ใช้งาน (User) ป้อนข้อมูลด้วยนิ้วหรือปากกาดิจิตอลผ่านระบบของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ (Application) ที่สร้างขึ้นเพื่อทำการขอรับข้อมูลโดยผ่านส่วนติดต่อของโปรแกรม ที่ทำงานบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Operating System) ที่มีหน้าที่จัดสรรทรัพยากรในแท็บเล็ต เพื่อให้บริการโปรแกรมชีวกลศาสตร์ในเรื่องการรับส่งและจัดเก็บข้อมูลกับฮาร์ดแวร์ (Hardware) หลังจากประมวลผลที่ฮาร์ดแวร์เรียบร้อยแล้วจะส่งผลลัพธ์กลับไปแสดงผลบนหน้าจอของโปรแกรม ดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 สถาปัตยกรรมของกระบวนการทำงานของโปรแกรมชีวกลศาสตร์

ในส่วนของการวิเคราะห์ความต้องการประเภทข้อมูลและรายงานผลการคำนวณหาขนาดแรง โมเมนต์ และค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูก โดยมีโครงสร้างระบบการสั่งงานโปรแกรม ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 โครงสร้างระบบการสั่งงานโปรแกรม

และกำหนดลำดับขั้นตอนของกระบวนการทำงานของโปรแกรมโดยรวมทั้งหมด ดังนี้

1. เริ่มโปรแกรมด้วยการถ่ายภาพหนึ่งหรือดึงภาพหนึ่งจากหน่วยความจำของแท็บเล็ตมาใช้งาน
2. ผู้ใช้งานกำหนดจุดแสดงตำแหน่งของข้อต่อ แล้วลากเส้นตรงเชื่อมจุดเพื่อกำหนดรยางค์ ทั้ง 6 ได้แก่ มือและแขนท่อนล่าง แขนท่อนบน ลำตัวและศีรษะ ขาท่อนบน ขาท่อนล่าง และเท้า แล้วใส่เส้นระนาบและใส่มุมระหว่างรยางค์ ด้วยการใช้นิ้วหรือปากกาดิจิตอลสัมผัสหน้าจอ
3. ผู้ใช้งานป้อนข้อมูลของขนาดน้ำหนัก ทิศทางของวัตถุที่ยึด เพศและน้ำหนักตัวของผู้ยก ชื่อข้อต่อและรยางค์ โดยใส่ทิศทางของแรงภายนอกที่มากระทำได้อย่างอิสระ ตำแหน่งของแรงที่กระทำนั้นคิดจากจุดศูนย์กลางมวลของวัตถุ
4. ผู้ใช้งานใส่เส้นระนาบ (Horizontal Plan) เพื่อหามุมของรยางค์ที่ผ่านจุดข้อต่อใด ๆ โดยใช้สมการ (3.1)

$$\theta_i = \arctan (y_{i+1} - y_i) / (x_{i+1} - x_i) \quad (3.1)$$

เมื่อ

$\theta_i$  คือ มุมภายในระหว่างรยางค์กับระนาบแนวนราบ

$x_i, y_i$  คือ พิกัด (x,y) ที่ตำแหน่ง i

$x_{i+1}, y_{i+1}$  คือ พิกัด (x,y) ที่ตำแหน่ง i+1

5. โปรแกรมทำการคำนวณหาระยะความยาวของแต่ละรยางค์ โดยใช้สมการ (3.2) และทำมาตราส่วนเทียบระยะพิกเซลของภาพกลับมาเป็นขนาดจริงในหน่วยเมตร โดยใช้หลักการทั่วไปที่สากลใช้อยู่ คือ หาวัดอุ้งอ้างในภาพที่รู้ระยะแท้จริงก่อน แล้วจึงทำมาตราส่วนได้ แต่โปรแกรม NIOSH Lifting Equation และ 3DSSPP นั้นใช้การทำ Inverse Kinematic ซึ่งการทำมาตราส่วนจะได้ระยะจริงที่แม่นยำกว่า

$$SL = [(y_{i+1} - y_i)^2 + (x_{i+1} - x_i)^2]^{1/2} \quad (3.2)$$

เมื่อ

SL คือ ความยาวของรยางค์

$x_i, y_i$  คือ พิกัด (x,y) ที่ตำแหน่ง i

$x_{i+1}, y_{i+1}$  คือ พิกัด (x,y) ที่ตำแหน่ง i+1

6. โปรแกรมทำการคำนวณหาน้ำหนักและตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลของแต่ละรยางค์ โดยใช้ข้อมูล Anthropometric Data ของ David A. Winter (Third edition, 2005) ถึงแม้ในประเทศไทยได้มีการวิจัยของกิตติ อินทรานนท์ (2553) ที่ได้ศึกษาการหามวลของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายและจุดศูนย์กลางมวล และมีการวิจัยสำรวจโครงสร้างร่างกาย และสัดส่วนของคนไทยเป็นระยะ โดยสำนักงานมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม กระทรวงอุตสาหกรรม แต่ข้อมูลจากการสำรวจยังไม่เพียงพอในการนำมาใช้เพื่อหาสัดส่วนของร่างกายอย่างละเอียด จึงอาศัยข้อมูลจากต่างประเทศมาคำนวณ ซึ่ง Winter (1979) ได้สรุปและรวบรวมผลการวัดสัดส่วนของหลาย ๆ ผู้วิจัยไว้และเป็นข้อมูลที่ยอมรับและมีคนนำไปใช้อย่างกว้างขวาง

7. โปรแกรมคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์จากแรงที่กระทำบริเวณข้อต่อทั้งหมด เมื่อมีแรงภายนอกกระทำบนร่างกาย เช่น แรงจากการยก การวาง การผลัก การดึงสิ่งของ เป็นต้น โดยใช้สมการตามแนวทางชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิต

8. คำนวณหาค่าความแข็งแรงของกระดูกข้อต่อ (Joint Strength) ทั้งหมด โดยใช้สมการและข้อมูลจากตารางที่ 2.4 ซึ่งเป็นข้อมูลจาก Chaffin (1969) และหามุมระหว่างสองรายาศีใด ๆ จากสมการ (3.3) ค่าโมเมนต์ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อจะเปลี่ยนไปตามช่วงการเคลื่อนไหวของกระดูกข้อต่อ ดังนั้นมุมระหว่างกระดูกข้อต่อที่อยู่ชิดกันในข้อ 8 จะถูกนำมาพิจารณาในการทำนายค่าความแข็งแรงที่กระดูกข้อต่อนั้น ๆ หนึ่งได้

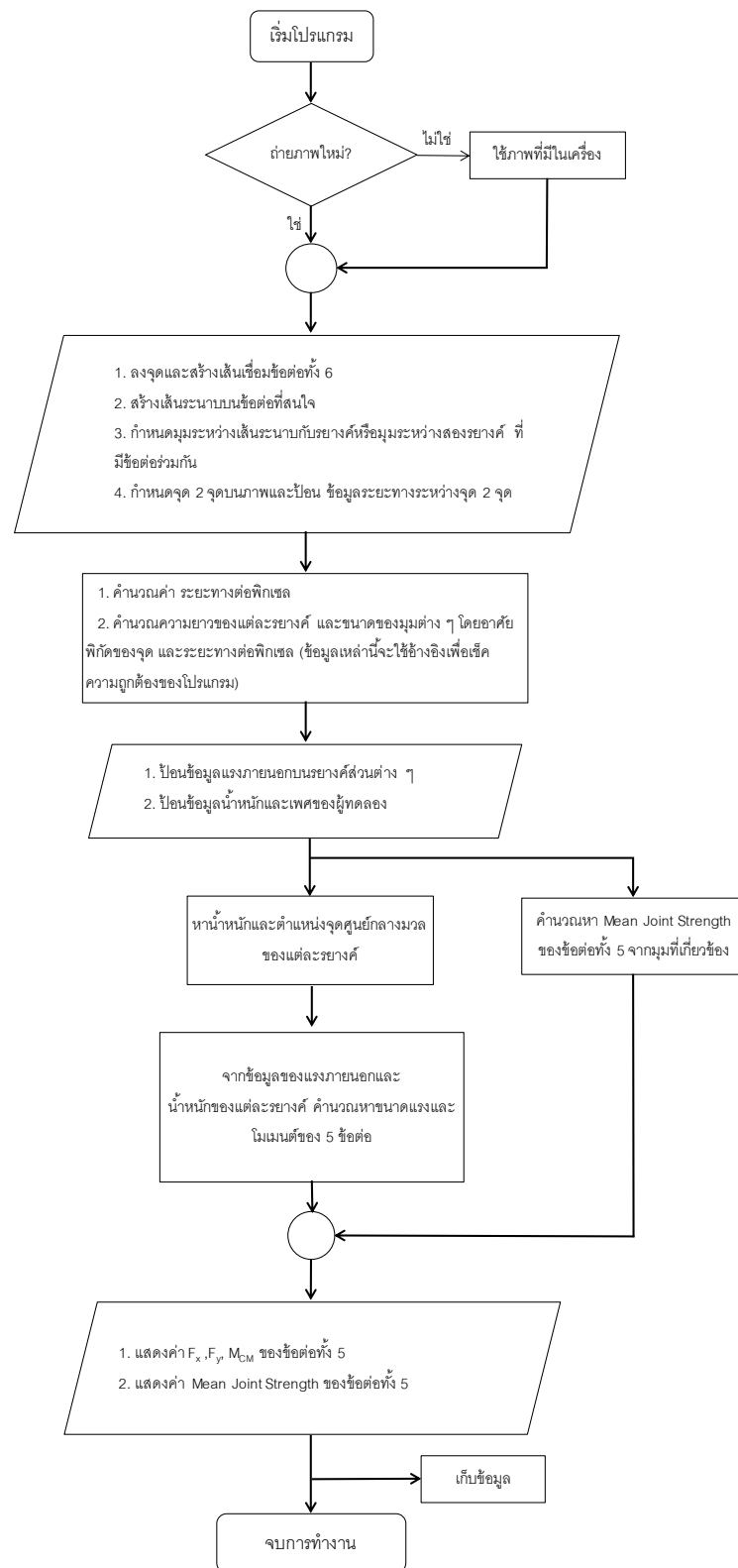
$$\alpha = \arctan (m_1 - m_2) / (1 + m_1 m_2) \quad (3.3)$$

เมื่อ

$m_1$	คือ	$(y_{i+1} - y_i) / (x_{i+1} - x_i)$
$m_2$	คือ	$(y_{j+1} - y_j) / (x_{j+1} - x_j)$
$x_i, y_i$	คือ	พิกัด (x,y) ที่ตำแหน่ง i
$x_{i+1}, y_{i+1}$	คือ	พิกัด (x,y) ที่ตำแหน่ง i+1

9. แสดงผลทางหน้าจอ และสามารถเก็บบันทึกข้อมูลได้เป็นไฟล์นามสกุล .txt

10. เขียนแผนผังของกระบวนการทำงานของโปรแกรมทั้งหมด (Program Flowchart) ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ผังงานโปรแกรม (Program Flowchart)

### 3.1.3 การเขียนโปรแกรม

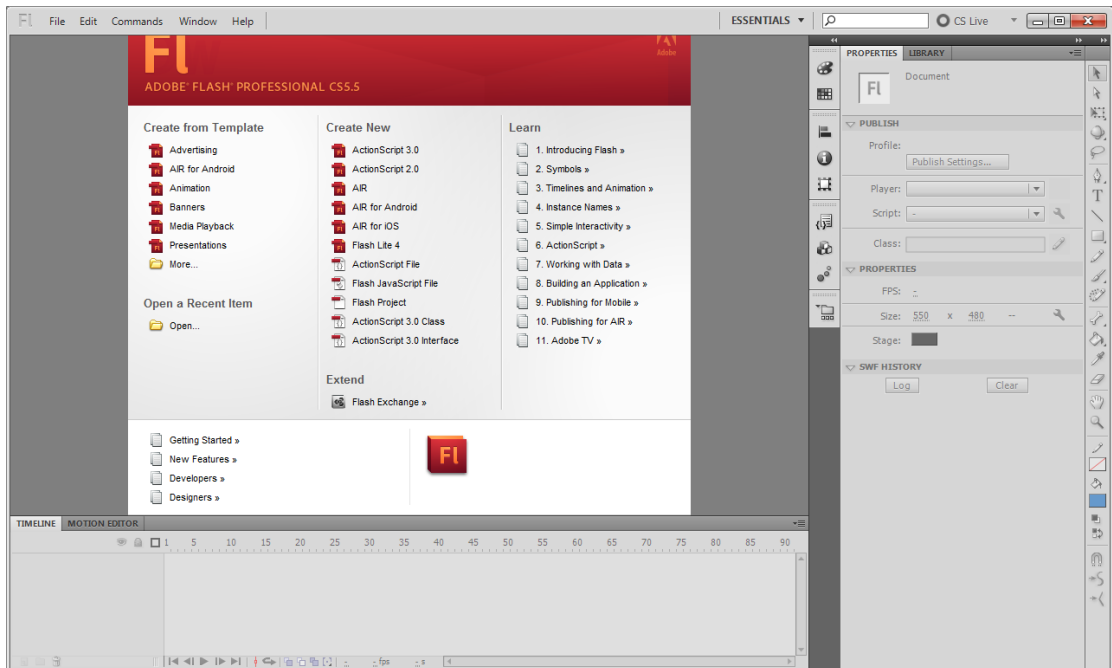
โปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ได้ออกแบบนี้เพื่อการใช้งานบนแท็บเล็ตที่รองรับระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ด้วยข้อดีของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่เป็นระบบปฏิบัติการแบบเปิดคือไม่มีค่าใช้จ่ายในการใช้เขียนโปรแกรม จึงมีผู้ผลิตแท็บเล็ตนิยมนำแอนดรอยด์ไปใช้เป็นระบบปฏิบัติการ

ส่วนของเครื่องมือสนับสนุนในการพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์เพื่อใช้งานบนแท็บเล็ตนี้ คือ ส่วนของการจัดการข้อมูลต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาโปรแกรม การตรวจสอบข้อผิดพลาดของโปรแกรม การคำนวณและประมวลผลของโปรแกรม ซึ่งงานวิจัยนี้เลือกโปรแกรมอะโดบี แฟลช โปรเฟสชันนอล เวอร์ชัน ซีเอส 5.5 (Adobe Flash Professional CS5.5) ด้วย Template : AIR for Android และภาษาที่เลือกที่ใช้เขียน คือ แอคชันสคริปต์ 3 (ActionScript 3) ซึ่งเป็นโปรแกรมที่เหมาะสมต่อการนำมาใช้พัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์ในครั้งนี้

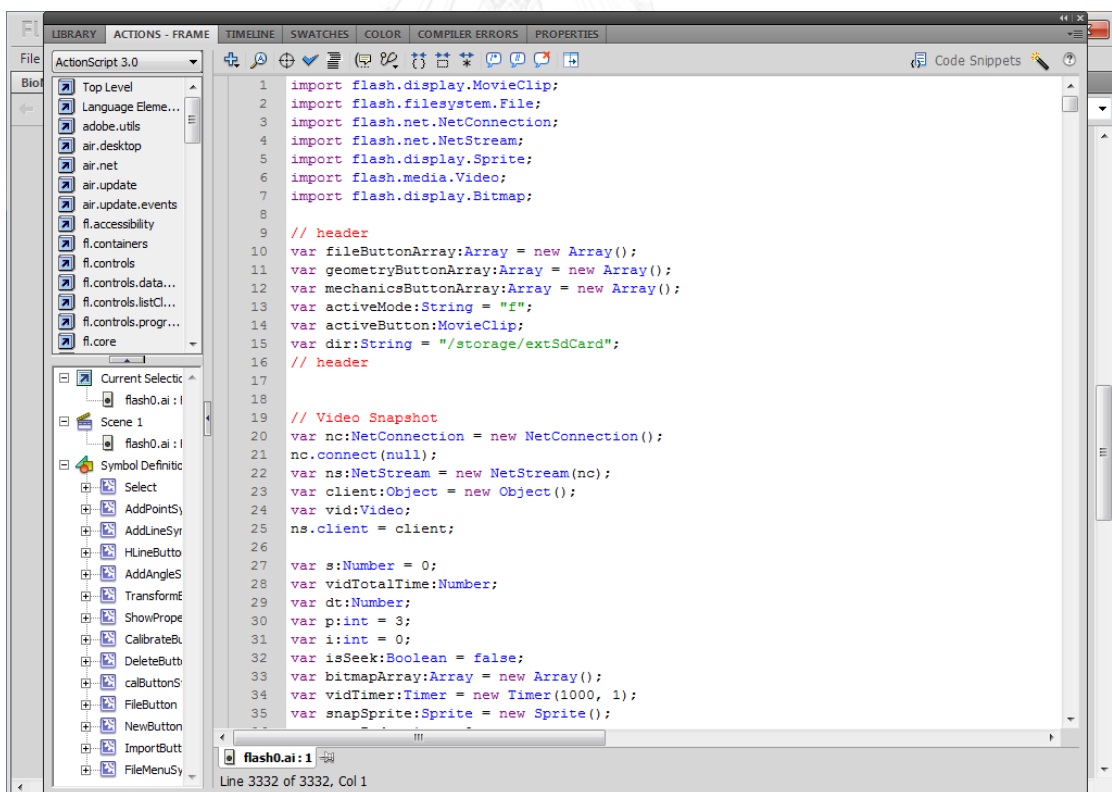
โดยคุณลักษณะเด่นของ Adobe Flash Professional CS5.5

1. รองรับการแสดงผลบนมือถือสมาร์ทโฟน (Smart Phone) แอนดรอยด์ ไอโอเอส สมาร์ททีวี (Smart TV) และแท็บเล็ต
2. รูปแบบไฟล์มีขนาดเล็ก สามารถแสดงผลออกมาได้ชัดเจน
3. ลดภาระการประมวลผลกราฟฟิก (Sprite Sheet Generation) ช่วยให้การทำงานไหลลื่นและรวดเร็ว
4. ระบบทดสอบการทำงานบนอุปกรณ์มือถือและแท็บเล็ต (Adobe AIR Mobile Simulation) สามารถจำลองการสัมผัสแบบต่าง ๆ การเลื่อน การสั่น และการขยาย





รูปที่ 3.4 ลักษณะหน้าจอการทำงานของ Adobe Flash Professional CS5.5



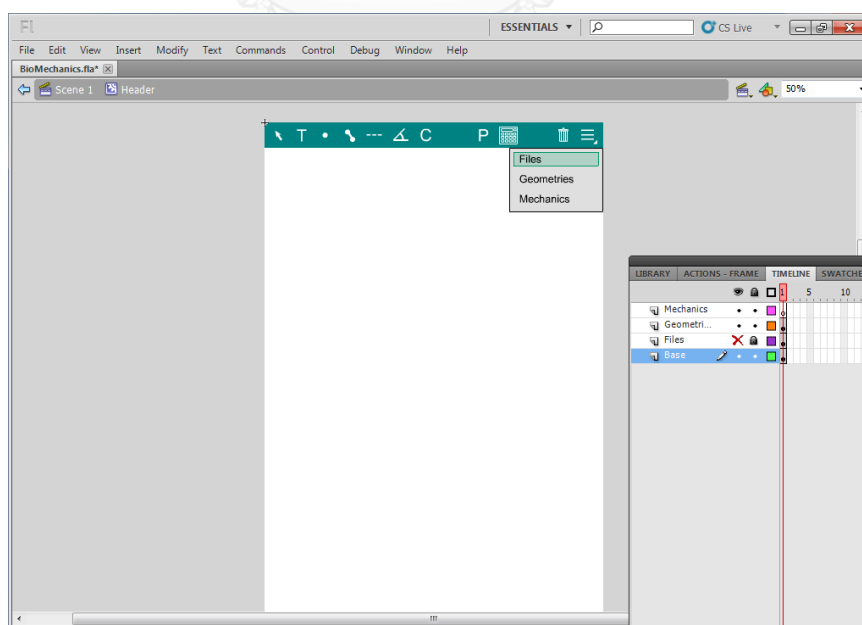
รูปที่ 3.5 ลักษณะหน้าจอการเขียนคำสั่งการทำงานบน Adobe Flash Professional CS5.5

### 3.1.4 การจัดวางองค์ประกอบของโปรแกรม

ในการพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์นั้น ได้คำนึงถึงการจัดวางองค์ประกอบต่าง ๆ ของระบบติดต่อกับผู้ใช้งานโปรแกรมทั้งหมดให้ผู้ใช้นั้นสามารถใช้งานได้ง่ายและสะดวก การจัดวางตำแหน่งของส่วนระบบติดต่อกันระหว่างผู้ใช้งานโปรแกรมกับโปรแกรมให้ใกล้เคียงกับการใช้งานตามปกติของผู้ใช้โดยทั่วไป ทั้งในส่วนการทำงานของระบบปฏิบัติการและการทำงานกับโปรแกรมที่ใช้ในการออกแบบไว้ เพื่อให้ผู้ใช้งานโปรแกรมเรียนรู้วิธีใช้งานโปรแกรมได้ง่าย โดยมีการจัดวางองค์ประกอบต่าง ๆ ดังนี้

#### 1. ส่วนเครื่องมือหลักของโปรแกรม

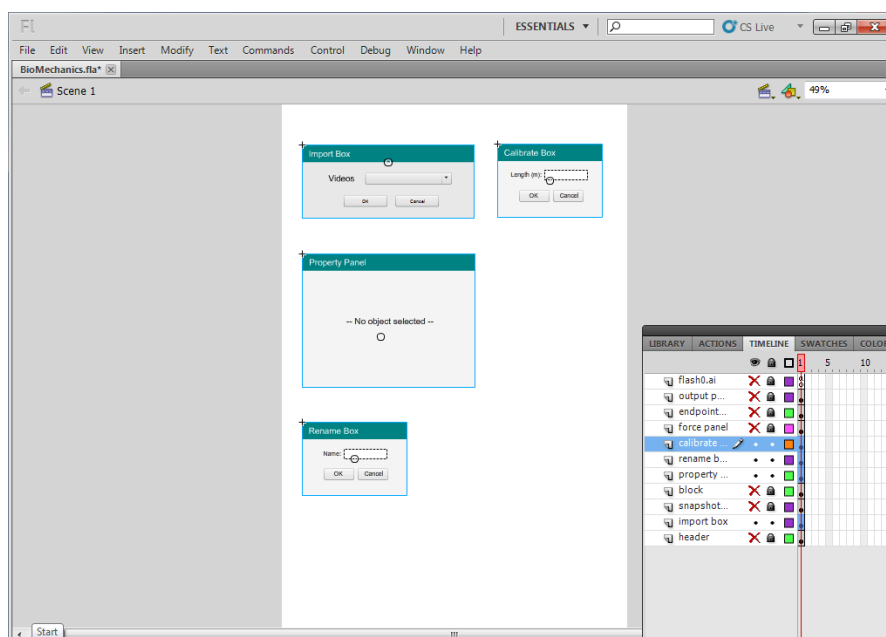
ส่วนเครื่องมือหลักของโปรแกรมประกอบไปด้วย เครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้กำหนดการทำงานและเครื่องมือในการป้อนข้อมูลจากผู้ใช้งานโปรแกรม ซึ่งการป้อนข้อมูลนั้นใช้วิธีการป้อนข้อมูลผ่านแผงแป้นพิมพ์อักขระ (Keyboard) และผ่านอุปกรณ์ชี้ตำแหน่ง คือ นิ้วหรือปากกาติดิจิตอล เช่น การปรับเปลี่ยนตำแหน่งของจุดข้อต่อ เส้นรยางค์ เส้นระนาบ มุม เป็นต้น ซึ่งเครื่องมือดังกล่าวนี้ถือเป็นส่วนที่มีการใช้งานอยู่ตลอดเวลาของการใช้งานโปรแกรม ดังนั้นการจัดวางในส่วนนี้ของเครื่องมือหลักของโปรแกรมนี้อาจเป็นส่วนที่แสดงอยู่บนหน้าจอตลอดเวลา โดยทำการจัดวางไว้ด้านบนของหน้าต่างการทำงานของโปรแกรม การจัดวางเช่นนี้จะทำให้ผู้ใช้งานโปรแกรมมีความคุ้นเคยในการใช้งานอยู่แล้ว



รูปที่ 3.6 ลักษณะหน้าจอการทำงานของโปรแกรมชีวกลศาสตร์  
ที่แสดงส่วนเครื่องมือหลักของโปรแกรมไว้แถบด้านบนของโปรแกรม

## 2. ส่วนสนับสนุนการใช้งานของโปรแกรม

ส่วนสนับสนุนการใช้งานของโปรแกรมเป็นส่วนที่ใช้ในการกำหนดรายละเอียดในการใช้งานต่าง ๆ ของโปรแกรม ซึ่งเป็นส่วนที่มีการใช้งานไม่บ่อยมากนัก เช่น การป้อนเพศ น้ำหนักตัวของผู้ยก น้ำหนักของวัตถุที่ยก ชื่อของจุด ชื่อของรยางค์ เป็นต้น ดังนั้นการจัดวางจึงไม่จำเป็นต้องแสดงรายละเอียดอยู่ที่หน้าจอของโปรแกรมตลอดเวลา จึงได้จัดให้เป็นส่วนที่เก็บอยู่ในส่วนของเมนูบาร์ ด้านบนของโปรแกรม ซึ่งจะแสดงรายละเอียดก็ต่อเมื่อผู้ใช้งานกดเลือกเท่านั้น ภายในจะมีเมนูย่อย ๆ ให้เลือก หรือป้อนข้อมูล



รูปที่ 3.7 ลักษณะของกล่องคำสั่งย่อยเมื่อผู้ใช้งานกดเลือก


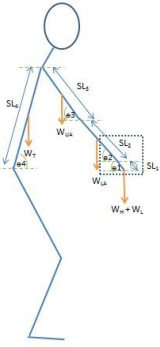
## 3. ส่วนการแสดงผลของโปรแกรม

ส่วนของการแสดงผลของโปรแกรมที่ได้จากการสร้างแผนภาพวัตถุอิสระ และจากการคำนวณและประมวลผลของโปรแกรมนั้น ในส่วนนี้โปรแกรมจะมีระบบการแสดงผลทั้งแบบระบบภาพแบบ 2 มิติ ค่าตัวเลขและตาราง ซึ่งทั้ง 2 ส่วนนี้ต้องเป็นส่วนที่ผู้ใช้งานโปรแกรมสามารถเปิดดูได้ตลอดเวลาและง่ายในการเรียกใช้งาน จึงพิจารณาให้มีส่วนของหน้าจอแสดงผลหลัก เป็นหน้าจอใหญ่ บริเวณส่วนกลางของหน้าจอโปรแกรม และส่วนของหน้าจอที่สองเป็นหน้าจอเล็กที่สามารถเคลื่อนย้ายตำแหน่งได้ เพื่อไม่ให้บังแผนภาพวัตถุอิสระที่ได้สร้างไว้

### 3.1.5 การทดสอบและตรวจสอบวิธีการคำนวณผลของโปรแกรม (Program Testing & Verification)

ก่อนที่จะนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ไปใช้งานได้ทำการตรวจสอบกระบวนการคำนวณของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ของชุดคำสั่งที่สร้างไว้ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณแรงและโมเมนต์ที่ตรงตามแนวทางชีวกลศาสตร์แบบสถิต โดยการเปรียบเทียบผลการคำนวณแรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae ที่จะทำให้เกิดสมดุลสถิตที่ตำแหน่ง L5/S1 กับวิธีคำนวณด้วยมือและการคำนวณด้วยโปรแกรม 3DSSPP ที่ใช้ภาพถ่ายการทำงานเดียวกัน ขนาดน้ำหนักของวัตถุเดียวกัน และขนาดน้ำหนักตัวของผู้ยกเดียวกัน ซึ่งทั้ง 3 วิธีให้ผล ดังรูปที่ 3.8



Joint	Point			Segment	SL	mi	λ	Fx (N)	Fy (N)	M (N.m)
	x	y	θ							
wrist จับของ	503	440	41.000							
Elbow	447	375	45.412	Forearm & Hand	0.4196	1.60	0.29	0.00	60.174	15.670
Shoulder	378	305	45.412	upper arm	0.2859	2.04	0.12	0.00	80.123	29.495
Hip	355	450	80.987	Trunk head neck	0.4271	42.02	0.28	0.00	572.048	87.896

ข้อมูล subject

เพศ หญิง

น้ำหนัก 72.7 kg

น้ำหนักวัตถุ 9.1 kg

Calibration

55 pixel = 0.16 m

**สำหรับส่วนแขนล่าง และ มือ**

Wb = แรงที่เกิดขึ้นเนื่องจากมวลของคอง = m\*g = 89.00 N

Wh = แรงเนื่องจากน้ำหนักของแขนล่างและมือ m\*g = 15.67 N

Σ Fxe = Fx = 0.00 N

Σ Fye = Wh + Wb/2 = 60.17 N

Σ Me = (Wh\*λ\*cosθ)+(Wb/2)\*SL\*cosθ = 15.67 N.m

**สำหรับส่วนบน**

Wu = แรงอันเนื่องมาจากน้ำหนักของแขนส่วนบน = m\*g = 19.95 N

Σ Fxs = Fxe = 0.00 N

Σ Fys = Wu + Fye = 80.12 N

Σ Ms = (Wu\*λ\*cosθ)+(Fye\*SL\*cosθ) + Me = 29.49 N.m

**สำหรับลำตัว**

Wt = แรงอันเนื่องมาจากน้ำหนักของลำตัว หัว และคอ = m\*g = 411.80 N

Fyss = แรงสำหรับหัวไหล่ 2 ข้าง = 160.25 N

Σ Fxh = Fxe = 0.00 N

Σ Fyh = Wt + Fys = 572.05 N

Σ Mh = (Wt\*λ\*cosθ)+(Fyss\*SL\*cosθ) + 2Ms = 87.90 N.m

**หาแรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae ที่จะทำให้เกิดสมดุล**

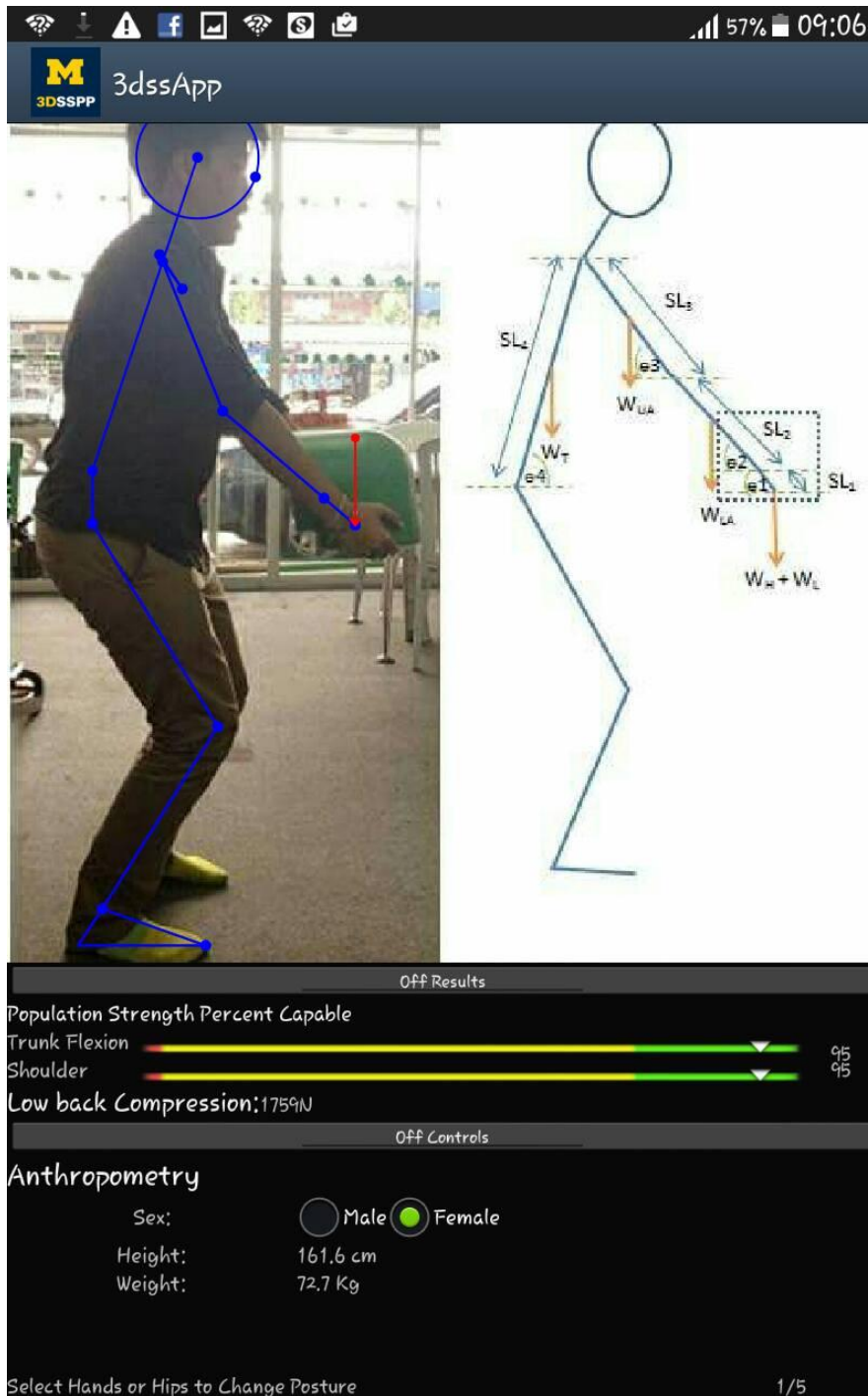
Mh = โมเมนต์สำหรับสะโพก = 87.90 N.m

d = ระยะแขนโมเมนต์ของชุดกล้ามเนื้อ Erector Spinae จาก L5/S = 0.05 m

Mh = F x d

F = 87.90 / 0.05 = 1757.92 N.m

วิธีคำนวณด้วยมือ (ก)



3dssApp

Off Results

Population Strength Percent Capable

Trunk Flexion  95

Shoulder  95

Low back Compression: 1759N

Off Controls

Anthropometry

Sex:  Male  Female

Height: 161.6 cm

Weight: 72.7 Kg

Select Hands or Hips to Change Posture 1/5

โปรแกรม 3DSSPP (๗)

41% 10:11

T • --- ∠ C 9x P

Output

Internal forces

linename	p1name	p2name	fx1	fy1	mz1	fx2	fy2
AR	eR	WR	-7.614	59.518	7.075	0.000	0.000
UAR	S	eR	-7.614	79.467	18.212	7.614	-59.518
AL	eL	WL	-1.451	60.150	8.409	0.000	0.000
UAL	S	eL	-1.451	80.099	21.485	1.451	-60.150
THN	Hip	S	-9.065	571.368	88.155	9.065	-159.566
ULR	Hip	KR	4.532	-285.684	-44.078	-4.532	356.930
UR	KR	AR	4.532	285.684	44.078	4.532	356.930

Joint Moment Strength

S\_E = 33.102 Nm.  
 -S\_E = 16.849 Nm.  
 S\_S = 45.374 Nm.  
 -S\_S = 49.749 Nm.  
 S\_H = 152.269 Nm.  
 -S\_H = 105.008 Nm.  
 S\_K = 64.779 Nm.  
 -S\_K = 111.563 Nm.  
 -S\_A = 102.551 Nm.

Export

โปรแกรมชีวกลศาสตร์ (ค)

รูปที่ 3.8 ผลการคำนวณแรงและโมเมนต์

จากรูปที่ 3.8 สามารถสรุปข้อมูลที่ใช่ และผลที่ได้จากการคำนวณหาแรงแรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae ที่จะทำให้เกิดสมดุลสถิตที่ตำแหน่ง L5/S1 ได้ดังตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 การเปรียบเทียบผลการคำนวณหาแรงแรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae

ข้อมูล	การคำนวณมือ	โปรแกรม 3DSSPP	โปรแกรม ชีวกลศาสตร์
เพศผู้ยก	หญิง	หญิง	หญิง
ส่วนสูงผู้ยก (เซนติเมตร)	171.00	161.60	171.00
น้ำหนักตัวผู้ยก (กิโลกรัม)	72.70	72.70	72.70
น้ำหนักวัตถุ (นิวตัน)	89.00	89.00	89.00
โมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพก (นิวตันเมตร)	87.90	-	88.15
แรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae ที่จะทำให้เกิดสมดุลสถิต (นิวตัน)	1,758.00	1,759.00	1,763.00

จากตารางที่ 3.3 พบว่าส่วนสูงของผู้ยกจากโปรแกรม 3DSSPP นั้นเป็นค่าเฉลี่ยของประชากรซึ่งโปรแกรมมีให้เลือกใช้เพียงค่าเดียว ซึ่งแตกต่างกับอีก 2 วิธี ที่ใช้ส่วนสูงจริงของผู้ยกที่ได้จากการทำมาตราส่วน แต่ผลของค่าของโมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพก และค่าแรงของกล้ามเนื้อ Erector Spinae จากทั้ง 3 วิธีให้ค่าใกล้เคียงกัน



## 3.2 การทดสอบโปรแกรม และการใช้งานจริง

### 3.2.1 ผู้ร่วมงานวิจัย

ผู้เข้าร่วมงานวิจัย แบ่งเป็น 2 กลุ่ม คือ (1) ผู้ถูกบันทึกภาพเคลื่อนไหวในการทดลองเป็นพนักงานเพศหญิง 1 คน ที่มีหน้าที่ในการยกย้ายสินค้า และเป็นผู้ที่มีสุขภาพแข็งแรง ไม่มีอาการบาดเจ็บหรือมีประวัติการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างมาก่อน (2) ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมเป็นเพศชาย 1 คน เพศหญิง 4 คน ซึ่งมีแท็บเล็ตไว้ใช้งานหรือเคยใช้งานแท็บเล็ตมาแล้ว

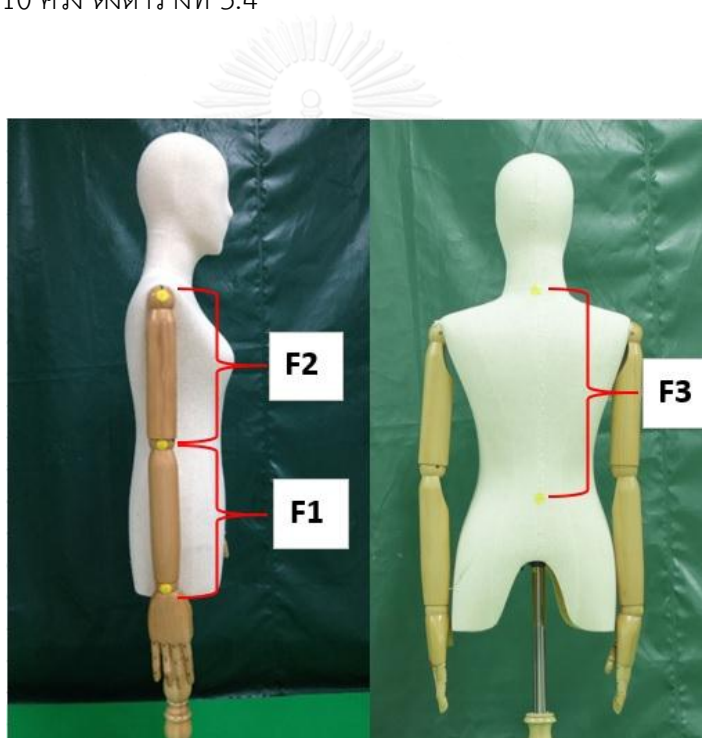
### 3.2.2 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย

1. แท็บเล็ต ยี่ห้อ ซัมซุง (Samsung) รุ่น กาแล็กซี่ โน้ต 8.0 (Galaxy Note 8.0) หน้าจอ 8 นิ้ว ขนาดเครื่อง 203.1x135.9x7.95 มิลลิเมตร ความละเอียดจอภาพ 1280 x 800 TFT ซีพียู Exynos 4412 1.6 GHz Quad Core ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ 4.1 ความละเอียดกล้องหลัง 5 ล้านพิกเซล กล้องหน้า 1.3 ล้านพิกเซล
2. โปรแกรมคำนวณแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่สอดคล้องกับระบบปฏิบัติการของแท็บเล็ต
3. ฟუნจำลองลักษณะคล้ายร่างกายมนุษย์
4. ชุดเครื่องมือวัดขนาดสัดส่วนร่างกาย Anthropometer
5. กล่องภาระงานที่มีน้ำหนักขนาด 5 กิโลกรัม
6. อุปกรณ์อ้างอิงระยะ ที่ยาว 1.5 เมตร ใช้เพื่อทำมาตราส่วน
7. เครื่องชั่งน้ำหนักแบบดิจิตอล
8. กล้องบันทึกภาพเคลื่อนไหว ยี่ห้อแคนนอน รุ่น EOS 550D หรือ DSLR 550D พร้อมขาตั้งกล้อง
9. เครื่องวัดความสว่าง (Lux Meter)
10. ขาจับแท็บเล็ต
11. เครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อการประมวลผล

### 3.2.3 การออกแบบการทดสอบใช้งานโปรแกรม

#### ตอนที่ 1 การวัดขนาดสัดส่วนจากหุ่นจำลอง

ตำแหน่งการวัดสัดส่วนของหุ่นจำลองมี 3 ส่วนคือ แขนส่วนล่างด้านขวา (F1), แขนส่วนบนด้านขวา (F2) และ ลำตัว (F3) ดังรูปที่ 3.9 ด้วยเครื่องมือที่ใช้วัด 4 วิธี คือ วิธีวัดด้วยเครื่องมือวัด Anthropometer (C0), วิธีวัดด้วยภาพถ่ายจากกล้องดิจิทัล DSLR 550 ซีพิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์, วิธีวัดด้วยภาพถ่ายจากกล้องแท็บเล็ตที่ซีพิกัดด้วยนิ้ว (C2) และกล้องแท็บเล็ตที่ซีพิกัดด้วยปากกาดิจิทัล (C3) โดยกล้องดิจิทัล DSLR ติดตั้งที่ระยะห่างจากหุ่นจำลอง 8 เมตร ส่วนกล้องแท็บเล็ตติดตั้งที่ 4 เมตร พร้อมปรับความสว่างภายในห้องทดลองอยู่ที่ 500 ลักซ์ จำนวนการทดลองซ้ำเท่ากับ 10 ครั้ง ดังตารางที่ 3.4



รูปที่ 3.9 ตำแหน่งการวัดสัดส่วนของหุ่นจำลอง

ตารางที่ 3.4 รูปแบบการเก็บข้อมูลการวัดสัดส่วนของหุ่นจำลอง

	C0	C1	C2	C3
F1	ครั้งที่ 1,2,...,10			
F2				
F3				

### ตอนที่ 2 การคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพท์ของผู้ถูกทดลอง

การทดลองนี้กำหนดให้มีปัจจัยในการทดลอง 2 ปัจจัยคือ ปัจจัยที่ 1 ระยะห่างระหว่างตัวถ่วงแท็บเล็ตกับผู้ถูกทดลอง 3 ระดับ คือ 2 เมตร (D2), 4 เมตร (D3) และ 6 เมตร (D4) ปัจจัยที่ 2 ความสว่างภายในห้องทดลองที่ 2 ระดับ คือ 50 ลักซ์ (L1) และ 250 ลักซ์ (L2) ด้วยวิธีที่ใช้ คือ วิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ ที่บันทึกภาพเคลื่อนไหวที่ระยะ 8 เมตร (D1), วิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C2) และวิธีชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิตอล (C3) บนแท็บเล็ต ที่บันทึกภาพเคลื่อนไหวที่ระยะ D2, D3 และ D4 โดยให้ผู้ถูกทดลองเพศหญิง 1 คน ยกกล่องน้ำหนัก 5 กิโลกรัม ด้วยท่ายก Stoop เป็นท่ายืนเข้าตึง-ก้มหลังยกขึ้น-วางลง บันทึกภาพวิดีโอจากกล้องทั้งสองชนิดแล้วเลือกภาพขณะที่กล่องยกลอยสูงจากพื้นที่มีความสูง 80 เซนติเมตร ทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง ดังตารางที่ 3.5

ตารางที่ 3.5 รูปแบบการเก็บข้อมูลจากผู้ถูกทดลอง

		L1	L2
C1	D1	ครั้งที่ 1,2,3	
C2	D2		
	D3		
	D4		
C3	D2		
	D3		
	D4		

### ตอนที่ 3 การทดสอบการใช้โปรแกรมชีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ต จากผู้ใช้งาน 5 คน

ภาพนิ่งที่เลือกจากกล้องแท็บเล็ตในตอนที่ 2 นำมาทดลองใช้งานโปรแกรมเพื่อคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ จากผู้ชี้ทั้ง 5 คน ด้วยวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C2) และ วิธีชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิตอล (C3) จำนวนการทดลองซ้ำเท่ากับ 5 ครั้ง ดังตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3.6 รูปแบบการทดลองของผู้ใช้งานโปรแกรมคำนวณแรงและโมเมนต์ลัมพ์บนแท็บเล็ต

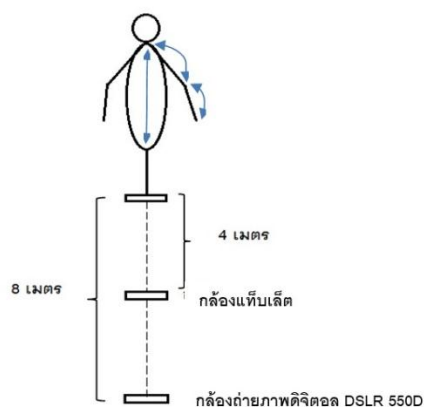
	S1	S2	S3	S4	S5
C2	ครั้งที่ 1,...,5				
C3					

#### ตอนที่ 4 การทดสอบการใช้งานโปรแกรมบนแท็บเล็ตในสภาพการทำงานจริง

ให้ผู้ถูกทดลอง ซึ่งเป็นพนักงานเพศชาย 1 คน ที่มีหน้าที่จัดส่งสินค้า ยกกล่องสินค้า โดยทดลองในสถานที่ปฏิบัติงานจริงและให้ผู้ถูกทดลองใช้ท่าทางการทำงานที่ทำเป็นประจำจากนั้นคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัมพ์ที่เกิดขึ้นบนร่างกาย โดยทดลองซ้ำ 3 ครั้ง

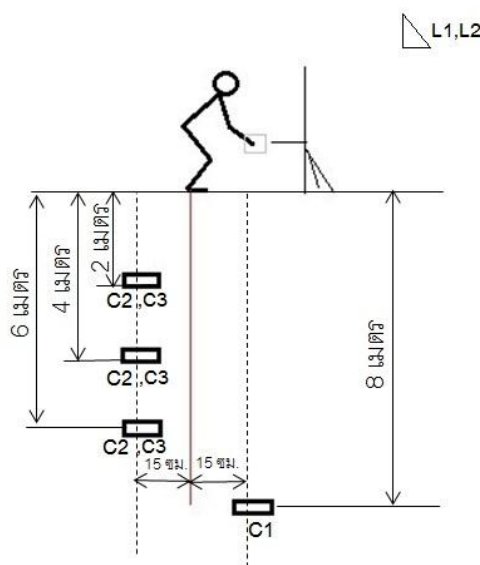
#### 3.2.4 ขั้นตอนการติดตั้งอุปกรณ์

1. การติดตั้งอุปกรณ์ในตอนที 1 ติดตั้งหุ่นจำลองให้ห่างจากฉากหลัง 30 เซนติเมตร จากนั้นติดมาร์คเกอร์ที่ตำแหน่งข้อต่อหัวไหล่ ข้อศอก และข้อมือด้านขวาของหุ่นจำลอง จากนั้นติดตั้งเสาอ้างอิงระยะที่มีลูกตั้ง(เพื่อให้เสาทั้งสองขนานกัน) ไว้สองข้างของหุ่นจำลอง โดยให้หุ่นจำลองอยู่กึ่งกลางเสาอ้างอิงทั้งสองที่มีระยะห่างจากเสาด้านละ 50 เซนติเมตร และให้อยู่ในแนวระนาบเดียวกันบนเส้นอ้างอิงที่พื้น จากนั้นติดตั้งกล้องถ่ายภาพดิจิทัล DSLR 550D เข้ากับขาตั้งกล้อง และติดตั้งแท็บเล็ตเข้ากับที่จับบนขาตั้ง ตรวจสอบเช็คระดับน้ำที่ขาตั้งกล้องทั้งสองให้อยู่ในตำแหน่งที่เที่ยงตรง ให้ความสูงของกล้องทั้งสอง ซึ่งวัดจากกึ่งกลางเลนส์กล้องถึงพื้น สูง 80 เซนติเมตร ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 แผนผังการเก็บข้อมูลตอนที่ 1

2. การติดตั้งอุปกรณ์ในตอนที่ 2 เปลี่ยนหุ่นจำลองจากตอนที่ 1 เป็นผู้ถูกทดลองเพศหญิง 1 คนที่ใส่เสื้อฝ้ายรูป และติดมาร์คเกอร์บนตัวผู้ถูกทดลอง โดยอ้างอิงตำแหน่งของข้อต่อทั้ง 6 ได้แก่ ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า โดยให้ผู้ถูกทดลองหันด้านขวาให้กับกล้อง ยืนที่ตำแหน่งกึ่งกลางเสาอ้างอิงระยะทั้งสองที่มีระยะห่างจากเสาด้านละ 100 เซนติเมตร ให้อยู่ในแนวระนาบเดียวกันบนเส้นอ้างอิงที่พื้น และเท้าทั้งสองข้างอยู่บนเครื่องชั่งน้ำหนักดิจิทัลวางกล่องน้ำหนัก 5 กิโลกรัม ไว้ที่พื้นด้านหน้าผู้ถูกทดลอง ปรับความสว่างภายในห้องทดลองให้ได้ 50 ลักซ์ (เปลี่ยนความสว่างเป็น 250 ลักซ์ ตามลำดับ) จากนั้นติดตั้งกล้องดิจิทัล DSLR 550D กับขาตั้งกล้อง โดยตั้งห่างจากผู้ถูกทดสอบเป็นระยะ 8 เมตร (ไม่เปลี่ยนแปลงระยะตลอดการทดลอง) และเอียงจากแนวเส้นตั้งฉากกับผู้ถูกทดลองเป็นระยะ 15 เซนติเมตรและติดตั้งแท็บเล็ตกับที่จับบนขาตั้งโดยตั้งห่างจากผู้ถูกทดสอบเป็นระยะ 2 เมตร (เปลี่ยนระยะเป็น 4 และ 6 เมตร ตามลำดับ) โดยเอียงจากแนวเส้นตั้งฉากกับผู้ถูกทดสอบเป็นระยะ 15 เซนติเมตรในฝั่งตรงกันข้ามกับกล้องถ่ายภาพดิจิทัล DSLR 550 ดังรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 แผนผังด้านบน (Top View) ของการเก็บข้อมูลตอนที่ 2

### 3.2.5 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล

1. การเก็บข้อมูลของตอนที่ 1 ทำการทดลองในห้องปฏิบัติการวิจัยทางการยศาสตร์ ภาควิชาอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

#### 1.1 ปรับความสว่างภายในห้องประมาณที่ 500 ลักซ์

1.2 ใช้เครื่องมือวัดขนาดสัดส่วนร่างกาย Anthropometer วัดความยาวของแขนส่วนล่าง แขนส่วนบน และลำตัว ของหุ่นจำลอง เก็บข้อมูลซ้ำ 10 ครั้ง

1.3 ถ่ายภาพนิ่งด้วยกล้องดิจิทัล DSLR 550D ที่ระยะห่างจากหุ่นจำลอง 8 เมตร จากนั้นนำภาพนิ่งที่ได้ไปบันทึกพิกัดด้วยวิธีใช้เมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อแปลงภาพเป็นตัวเลขหาความยาวของแขนส่วนล่าง แขนส่วนบน และลำตัว เก็บข้อมูลซ้ำ 10 ครั้ง

1.4 ถ่ายภาพนิ่งด้วยโปรแกรมบนแท็บเล็ตที่ระยะห่างจากหุ่นจำลอง 4 เมตร จากนั้นนำภาพนิ่งที่ได้ไปบันทึกพิกัดด้วยวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้วและชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิทัล ในโปรแกรมบนแท็บเล็ต เพื่อหาความยาวของแขนส่วนล่าง แขนส่วนบน และลำตัว เก็บข้อมูลซ้ำ 10 ครั้ง

1.5 นำค่าความยาวที่ได้จากทั้ง 4 วิธีไปเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างระบบการวัดสัดส่วนด้วยวิธีวัดโดยตรง และวิธีการใช้ภาพถ่าย

2. การเก็บข้อมูลตอนที่ 2 ทำการทดลองในห้องปฏิบัติการวิจัยทางการยศาสตร์ ภาควิชาอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

2.1 บันทึกข้อมูลส่วนบุคคลของผู้ถูกทดลอง ได้แก่ อายุ เพศ น้ำหนัก

2.2 ปรับความสว่างภายในห้องที่ 50 ลักซ์ และระยะห่างกล้องแท็บเล็ตที่ 2 เมตร

2.3 บันทึกภาพเคลื่อนไหวด้วยกล้องทั้งสองชนิด ขณะผู้ถูกทดลองยกกล่องน้ำหนักขนาด 5 กิโลกรัม จากพื้นขึ้นมาในท่ายกขาตั้ง โดยเท้าทั้ง 2 ยืนบนเครื่องชั่งน้ำหนัก และบันทึกค่าน้ำหนักที่อ่านได้ขณะยก ทดลองซ้ำ 3 ครั้ง

2.4 เปลี่ยนระยะห่างแท็บเล็ตเป็นระยะ 4 เมตร และ 6 เมตรตามลำดับ

2.5 เปลี่ยนความสว่างภายในห้องเป็น 250 ลักซ์

2.6 นำภาพเคลื่อนไหวที่ได้ไปแปลงเป็นภาพนิ่ง โดยเลือกภาพนิ่งที่ความสูงของกล้องอยู่เหนือพื้น 80 เซนติเมตร ภาพนิ่งจากกล้องดิจิทัล DSLR 550D นำไปบันทึกพิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ แล้วคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพธ์ตามรูปแบบการคำนวณทางชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิต เพื่อคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่ข้อต่อกระดูกทั้ง 5 ส่วนภาพนิ่งจากกล้องแท็บเล็ตนำไปประมวลผลด้วยโปรแกรมที่ออกแบบไว้โดยชี้พิกัดด้วยนิ้ว และชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิทัล เพื่อคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่ข้อต่อกระดูกทั้ง 5

2.7 ตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณด้วยค่าน้ำหนักที่อ่านได้จากเครื่องชั่งใช้สมการ (3.4) ในการพิจารณา

$$F_y + N_f - mg = 0 \quad (3.4)$$

เมื่อ

$F_y$  คือ แรงลัพธ์ที่กระทำที่ข้อเท้า

$N_f$  คือ น้ำหนักของเท้าข้างนั้น

$mg$  คือ น้ำหนักที่เครื่องชั่งอ่านได้

สมมุติให้แรงเสียดทานมีค่าน้อยมาก จึงไม่นำมาคิด

2.8 วิเคราะห์ผลของค่าแรงและโมเมนต์ลัพธ์จากวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว และปากกา ดิจิตอลบนแท็บเล็ตเทียบกับการชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อหาระยะห่างแท็บเล็ตกับผู้ ถูกทดลอง และระดับความสว่าง ที่มีผลต่อค่าโมเมนต์น้อยที่สุด

2.9 เลือกสภาวะการใช้งานโปรแกรมที่เหมาะสม เพื่อเป็นแนวทางในการนำไปใช้ งานให้เกิดผลคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด

3. การเก็บข้อมูลตอนที่ 3 ให้ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมทั้ง 5 คน ทดลองใช้งานโปรแกรมทีละ คน ด้วยวิธีใช้นิ้วและวิธีใช้ปากกาดิจิตอล โดยทดลองซ้ำวิธีละ 5 ครั้ง พร้อมบันทึกเวลาการใช้งาน โดย เริ่มจับเวลาตั้งแต่เลือกภาพนิ่งเพื่อนำเข้าโปรแกรมจนถึงโปรแกรมแสดงค่าผลลัพธ์ จากนั้นนำค่า โมเมนต์ลัพธ์ของข้อต่อกระดูกทั้ง 5 ไปวิเคราะห์ผล

4. การเก็บข้อมูลตอนที่ 4 ทำการทดลองในสถานที่ปฏิบัติงานจริง โดยบันทึกภาพเคลื่อนไหว ของพนักงานเพศชาย 1 คน ขณะยกกล่องสินค้าด้วยท่าทางการทำงานที่ปฏิบัติเป็นประจำ บันทึก ความเข้มแสงของสภาพแวดล้อมและบันทึกระยะห่างระหว่างพนักงานกับกล่องแท็บเล็ต แล้ว คำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่เกิดขึ้นกับร่างกายพนักงาน ทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและการวิเคราะห์ข้อมูล

ด้วยวัตถุประสงค์ของงานวิจัยเพื่อออกแบบและพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติที่ใช้งานบนแท็บเล็ต และเพื่อประเมินผลการใช้งานโปรแกรมที่ได้ออกแบบไว้ ดังนั้น การวิเคราะห์ข้อมูลจึงประกอบด้วย (1) การวิเคราะห์ผลการออกแบบและพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์ (2) การวิเคราะห์ผลการทดสอบใช้งานโปรแกรม โดยการวัดขนาดความยาวร่างกายของหุ่นจำลอง (3) การวิเคราะห์ผลการทดสอบใช้งานโปรแกรม โดยการคำนวณขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่เกิดขึ้นต่อร่างกายผู้ถูกทดลองเมื่อความสว่างและระยะห่างของแท็บเล็ตกับผู้ถูกทดลองเปลี่ยนไป (4) การวิเคราะห์ผลการทดลองใช้งานโปรแกรม จากผู้ใช้งาน 5 คน (5) การวิเคราะห์ผลการใช้งานโปรแกรมในสภาพการทำงานจริง

#### 4.1 การวิเคราะห์ผลการออกแบบและพัฒนาโปรแกรมชีวกลศาสตร์

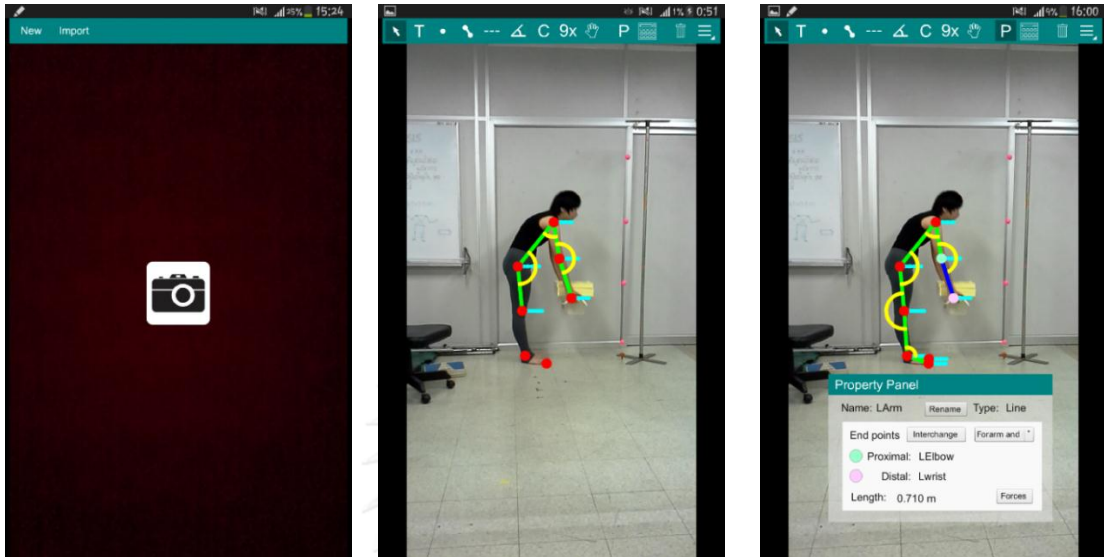
##### 4.1.1 ผลการออกแบบกระบวนการทำงานของโปรแกรม

จากการวิเคราะห์แนวทางของกระบวนการทำงานของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ ทำให้โปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ได้ออกแบบและพัฒนาขึ้น มีลำดับขั้นตอนของกระบวนการทำงานของโปรแกรมโดยรวมทั้งหมด ดังนี้

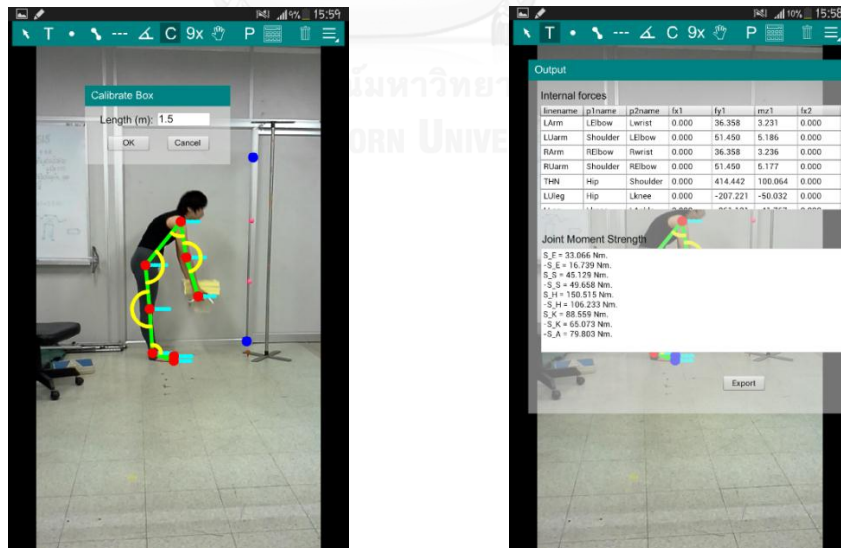
1. ถ่ายภาพนิ่งหรือดึงภาพนิ่งจากหน่วยความจำของแท็บเล็ตมาใช้งาน ดังรูปที่ 4.1 (ก)
2. ผู้ใช้งานใช้นิ้วหรือปากกาจิกจิกตอลสัมผัสหน้าจอเพื่อกำหนดจุดแสดงตำแหน่งของข้อต่อ แล้วลากเส้นตรงเชื่อมจุดเพื่อกำหนดระยะทั้ง 6 สร้างให้เป็นแผนภาพวัตถุอิสระบนภาพนิ่งของคนยก โดยภาพที่วาดนั้นเป็นภาพที่มีแกนซ้าย แขนขวา ขาซ้าย และขาขวา จากนั้นใส่เส้นระนาบและใส่มุมระหว่างระยะ ทั้งลากแกนและขามาซ้อนทับบนภาพ ดังรูปที่ 4.1 (ข)
3. ใส่ข้อมูลของขนาดน้ำหนักและทิศทางของวัตถุที่ยก เพศและน้ำหนักตัวของผู้ยก ชื่อข้อต่อและระยะ ดังรูปที่ 4.1 (ค)
4. โปรแกรมทำการแปลงภาพของตำแหน่งข้อต่อเป็นตัวเลขเพื่อหามุมของระยะที่ทำมุมกับระนาบและมุมระหว่างสองระยะที่ติดกันโดยวิธี Scalar projection และหาขนาดความยาว น้ำหนัก และตำแหน่งศูนย์กลางมวลของแต่ละระยะจากการทำมาตราส่วนเทียบระยะพิกลของภาพกลับมาเป็นขนาดจริง โดยใช้ข้อมูลสัดส่วนร่างกายของ Winter (1979) ดังรูปที่ 4.1 (ง)



5. โปรแกรมทำการคำนวณหาขนาดแรง โมเมนต์ และความแข็งแรงที่ข้อต่อกระดูก (Joint Strength) ทั้งหมด สุดท้ายแสดงผลการคำนวณบนหน้าจอ และบันทึกข้อมูลเป็นไฟล์นามสกุล .txt และจบการทำงาน ดังรูปที่ 4.1 (จ)



เมื่อเปิดโปรแกรม (ก) เมื่อใส่จุดข้อต่อและเส้นร่างกาย (ข) รายละเอียดของร่างกาย (ค)



การทำมาตราส่วนโดยการป้อนระยะอ้างอิง (ง) หน้าจอแสดงผลการคำนวณ (จ)

รูปที่ 4.1 ลักษณะของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ได้ออกแบบและพัฒนา

#### 4.1.2 วิธีการติดตั้งโปรแกรมชีวกลศาสตร์เพื่อการใช้งาน

การติดตั้งโปรแกรมชีวกลศาสตร์ นั้นจะเหมือนกับการติดตั้งแอปพลิเคชันทั่ว ๆ ไปบนแท็บเล็ต ซึ่งแอปพลิเคชันจะมีนามสกุลว่า .apk โดยโปรแกรมชีวกลศาสตร์ต้องการระบบที่มีคุณสมบัติขั้นต่ำดังต่อไปนี้

- ระบบปฏิบัติการ แอนดรอยด์ เวอร์ชัน 2.3
- CPU 1.2 GHz Quad Core
- หน้าจอขนาด 5.0 นิ้ว
- ความละเอียดจอภาพ 480 x 800 พิกเซล
- ความละเอียดกล้องหลัง 5 ล้านพิกเซล

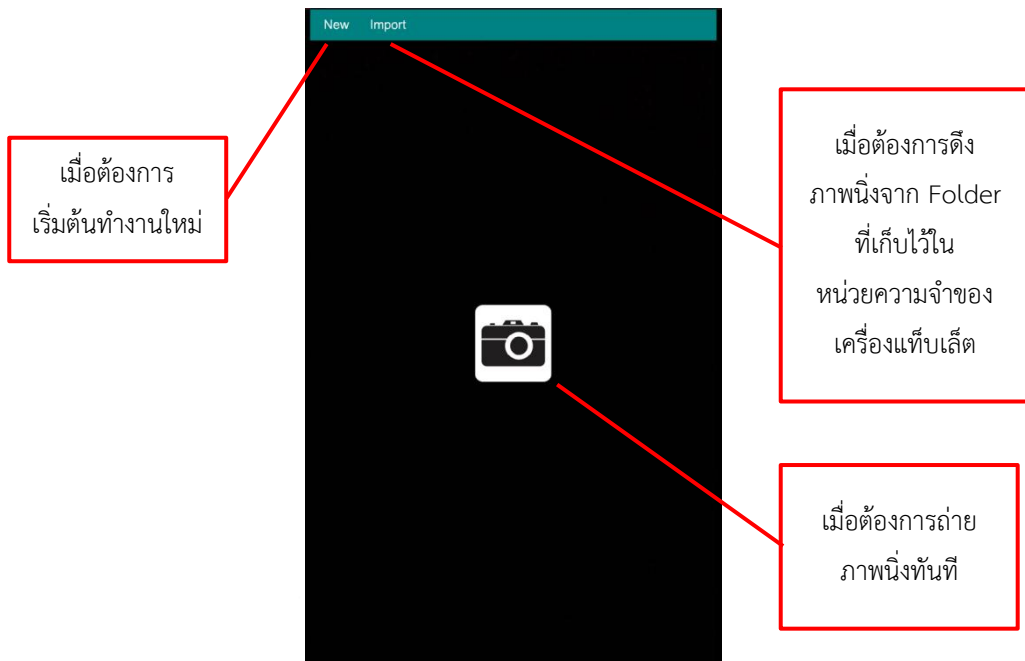
ในการติดตั้งโปรแกรมชีวกลศาสตร์เพื่อการใช้งานนั้น มีขั้นตอนต่าง ๆ ดังนี้

1. ถอด SD Card ของแท็บเล็ต นำไปเสียบกับเครื่องคอมพิวเตอร์ จากนั้นคัดลอก (Copy) ไฟล์ Biomechanics.apk ที่ได้ทำการออกแบบและพัฒนาไว้ วางบน SD Card
2. นำ SD Card ไปเสียบกับแท็บเล็ต รอให้เครื่องประมวลผลการรับรู้เสร็จ แล้วเปิดโปรแกรม File Browser หรือ File Manager แล้วแตะรุ่นของแท็บเล็ต
3. คลิกที่ไฟล์ Biomechanics.apk แล้วเลือก “ติดตั้ง” เมื่อเสร็จสิ้นการติดตั้งให้เลือกที่ “เสร็จสิ้น” จากนั้นไปที่หน้าจอแท็บเล็ต จะมีไอคอน (Icon) ของโปรแกรมแสดงอยู่ ถือเป็นเสร็จสิ้นในการติดตั้งโปรแกรมชีวกลศาสตร์ เพื่อการใช้งาน
4. ทำการตรวจสอบการติดตั้ง โดยการคลิกที่ไอคอนเพื่อเริ่มการใช้งาน

#### 4.1.3 วิธีการใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์

1. การเริ่มต้นใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์

หลังจากที่ได้ทำการติดตั้งโปรแกรมชีวกลศาสตร์ เรียบร้อยแล้วสามารถเรียกใช้งานโปรแกรมได้ด้วยการคลิกที่ไอคอนของโปรแกรมชีวกลศาสตร์บนหน้าจอแท็บเล็ต หลังจากที่ผู้ใช้งานโปรแกรมได้เรียกใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์แล้ว สักครู่จะปรากฏหน้าจอของโปรแกรมขึ้นมา ดังนี้



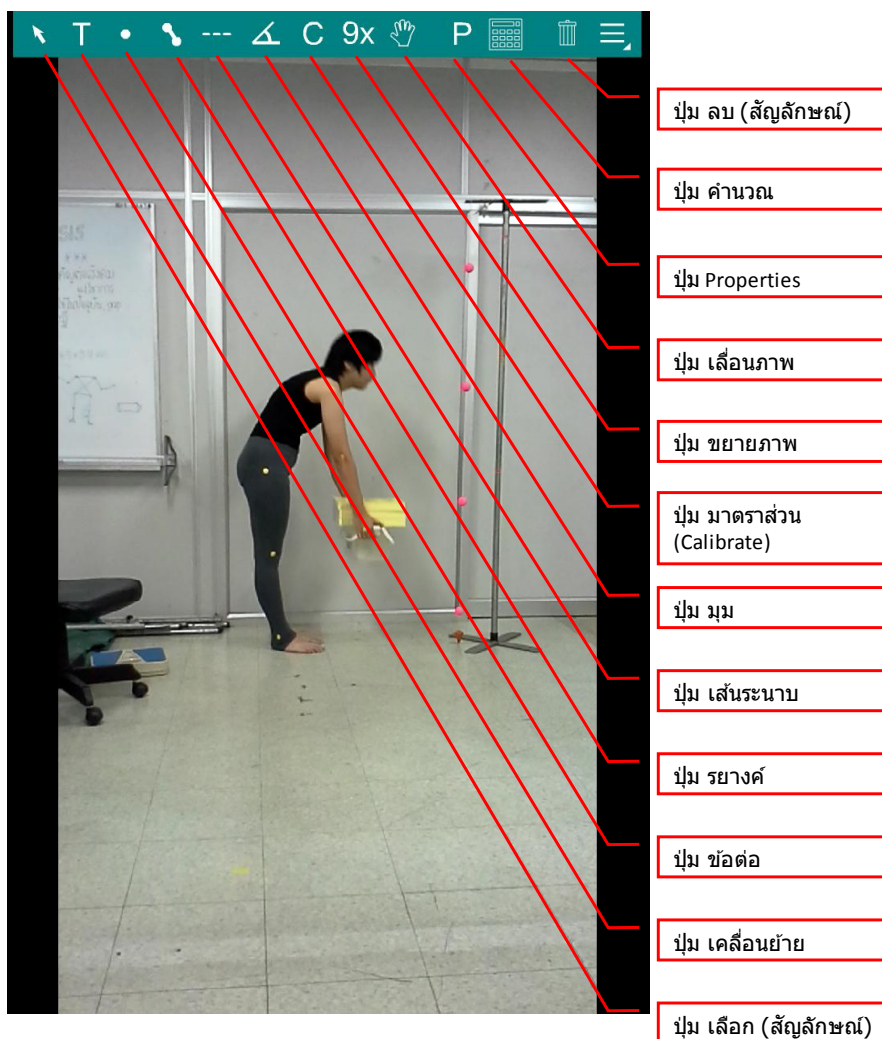
รูปที่ 4.2 หน้าจอโปรแกรมขณะเปิดใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ครั้งแรก

จากนั้นคลิก เลือก "Import" แล้วเลือกภาพนิ่งที่ต้องการจะนำมาคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์



รูปที่ 4.3 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกภาพนิ่งแล้ว

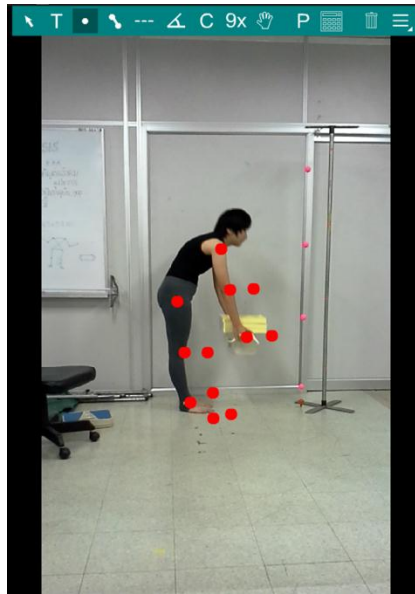
จากนั้น เลือก "Digitization" จะปรากฏแถบเมนูคำสั่งต่าง ๆ ด้านบนของหน้าจอโปรแกรม เพื่อเริ่มการสร้างแผนภาพวัตถุอิสระซ้อนบนภาพนิ่งที่ได้นำเข้าโปรแกรมไว้แล้ว



รูปที่ 4.4 ความหมายของสัญลักษณ์ต่าง ๆ

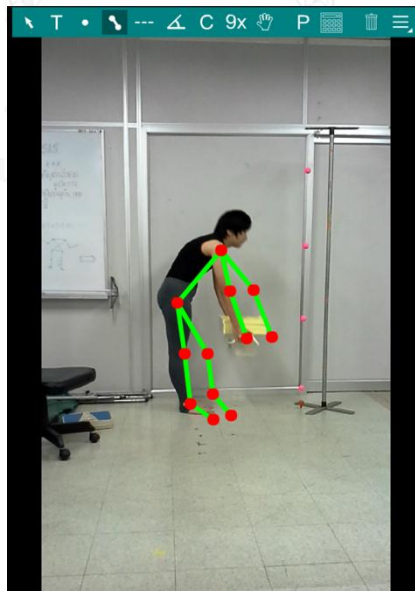
## 2. การสร้างแผนภาพวัตถุอิสระ

เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม “ข้อต่อ” เพื่อเริ่มการสร้างตำแหน่งของข้อต่อกระดูกบนร่างกาย โดยเริ่มจากตำแหน่งมือจับ (Handle) ข้อศอก หัวเข่า ข้อเท้า และปลายเท้า อย่างละ 2 ตำแหน่ง (ด้านซ้ายและขวา) และ 1 ตำแหน่งของ หัวไหล่ และสะโพก ซึ่งจะมีจุดทั้งหมด 12 จุด



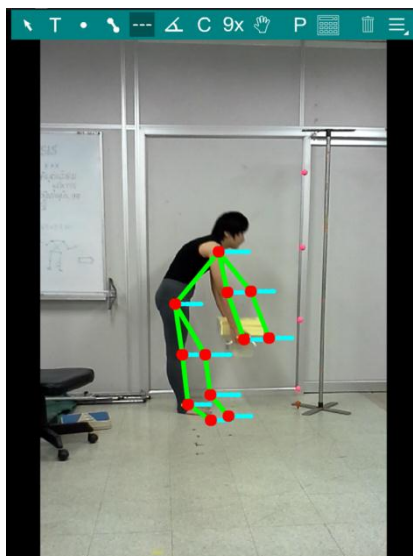
รูปที่ 4.5 หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างจุดของข้อต่อกระดูก

จากนั้น เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม “รยางค์” เพื่อสร้างรยางค์ของ แขนล่าง (ซ้าย-ขวา) แขนบน (ซ้าย-ขวา) ลำตัว ขาบน (ซ้าย-ขวา) ขาล่าง (ซ้าย-ขวา) และเท้า (ซ้าย-ขวา) โดยการลากเส้นเชื่อมระหว่าง 2 จุด ข้อต่อ ซึ่งจะมีเส้นทั้งหมด 11 เส้น



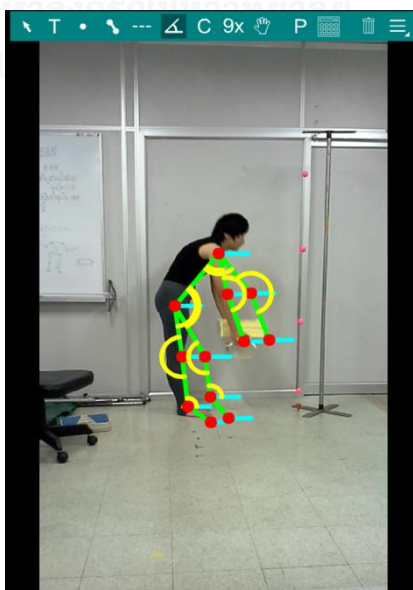
รูปที่ 4.6 หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างเส้นของรยางค์

จากนั้น เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม “เส้นระนาบ” เพื่อสร้างเส้นระนาบของ แขนล่าง(ซ้าย-ขวา) แขนบน (ซ้าย-ขวา) ลำตัว ขาบน (ซ้าย-ขวา) ขาล่าง (ซ้าย-ขวา) และเท้า (ซ้าย-ขวา) โดยการลากจากจุด ตำแหน่งของข้อต่อไปทางขวามือ ซึ่งจะมีเส้นระนาบทั้งหมด 12 เส้น



รูปที่ 4.7 หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างเส้นระนาบ

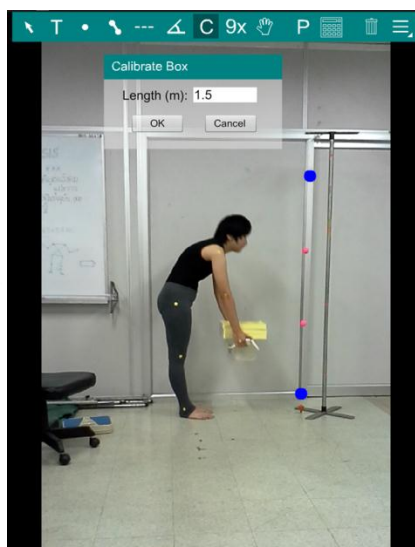
จากนั้น เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม “มุม” เพื่อสร้างมุมภายในระหว่าง 2 รัยงค์ของ มุมข้อศอก (ซ้าย-ขวา) มุมหัวไหล่ (ซ้าย-ขวา) มุมสะโพก (ซ้าย-ขวา) มุมหัวเข่า (ซ้าย-ขวา) และมุมข้อเท้า (ซ้าย-ขวา) โดยการลากจากรายงค์ทิศทวนเข็มนาฬิกา



รูปที่ 4.8 หน้าจอโปรแกรมขณะสร้างมุมระหว่าง 2 รัยงค์

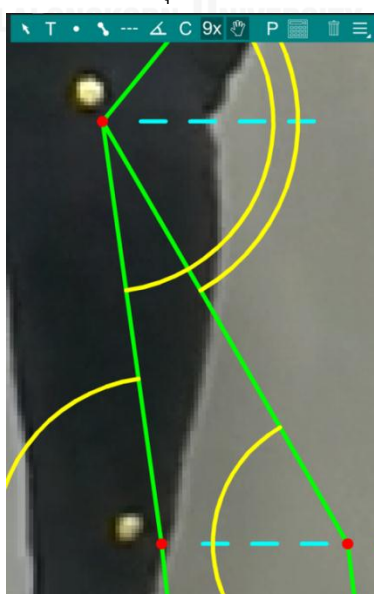
### 3. การทำมาตราส่วน (Calibrate)

เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม "มาตราส่วน" จากนั้นเลือกชี้ตำแหน่ง 2 ตำแหน่งในภาพ (จุดสีน้ำเงิน) ที่ทราบระยะแท้จริงในหน่วยเมตร แล้วป้อนระยะที่ทราบในที่นี้คือ 1.5 เมตร ซึ่งส่วนนี้สำคัญมาก หากระยะที่ใช้อ้างอิงผิด จะทำให้ความยาวของรอยางค์ผิดด้วย และส่งผลให้ค่าโมเมนต์ลัพธ์ที่ได้คลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริง



รูปที่ 4.9 หน้าจอโปรแกรมขณะทำมาตราส่วน

ในกรณี ที่ภาพถ่ายเป็นภาพระยะไกล สามารถกดขยายภาพ และเลื่อนภาพไปยังตำแหน่งที่เราต้องการได้ โดยการเลือกปุ่ม "ขยายภาพ" หรือปุ่ม "เลื่อนภาพ"



รูปที่ 4.10 หน้าจอโปรแกรมขณะขยายภาพ



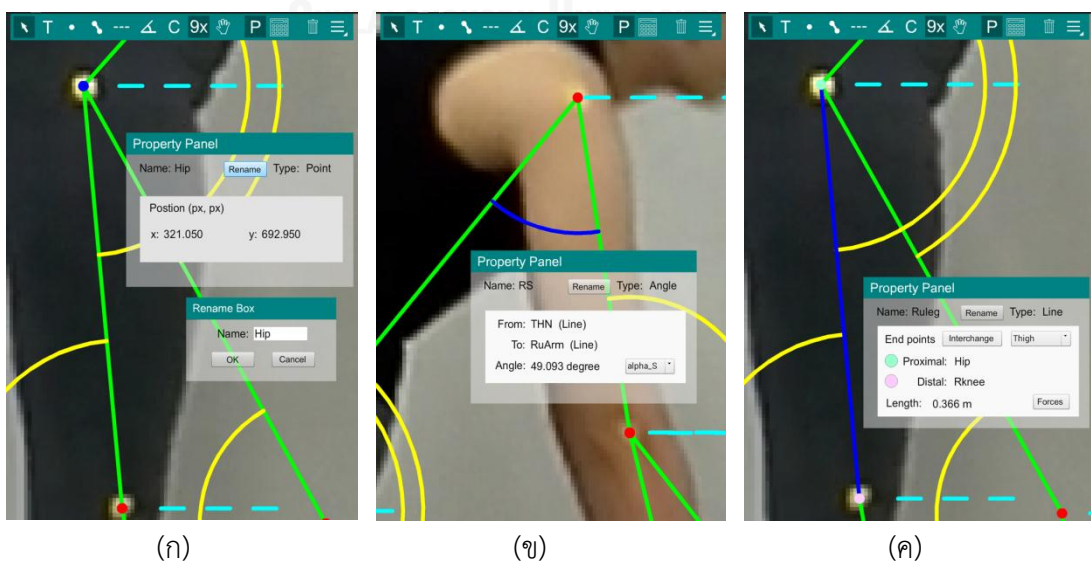
ในกรณี ที่ต้องการเลื่อนจุดเชื่อมต่อ เส้นรยางค์ เส้นระนาบ มุม ให้ตรงกับตำแหน่งที่ได้มาร์คเกอร์ไว้ สามารถทำได้ด้วยการเลือกสัญลักษณ์ปุ่ม "เคลื่อนย้าย" โดยตำแหน่งที่เราเลือกจะเป็นสีน้ำเงิน



รูปที่ 4.11 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่มเคลื่อนย้ายและปุ่มขยายภาพ

#### 4. การระบุคุณสมบัติ (Properties)

เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม "Properties" เพื่อระบุตำแหน่งที่ต้องการจะใส่คุณสมบัติ (จุดสีน้ำเงิน) กรณีที่เลือกจุดเชื่อมต่อ ดังรูปที่ 4.12 เพื่อใส่ชื่อของข้อต่อและเลือกตำแหน่ง "Distal" หรือ "Proximal" (ก) กรณีที่เลือกมุมระหว่างสองรยางค์ เพื่อใส่ชื่อมุมและเลือกชนิดของมุม (ข) กรณีที่เลือกเส้นรยางค์ เพื่อใส่ชื่อรยางค์และเลือกชนิดของรยางค์ (ค)



(ก)

(ข)

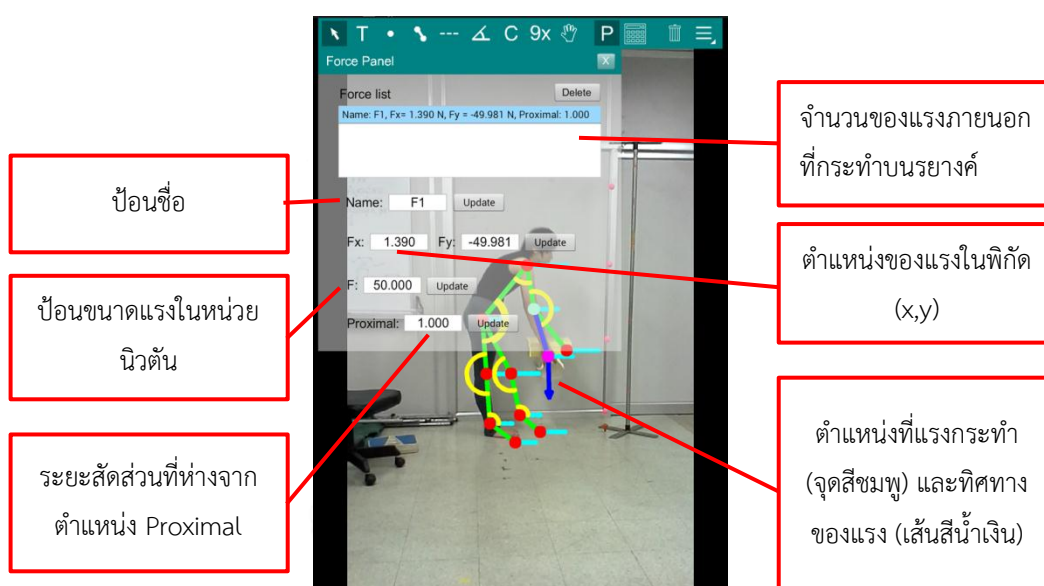
(ค)

รูปที่ 4.12 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่ม Properties



### 5. การป้อนขนาดและทิศทางของแรงภายนอกที่กระทำ

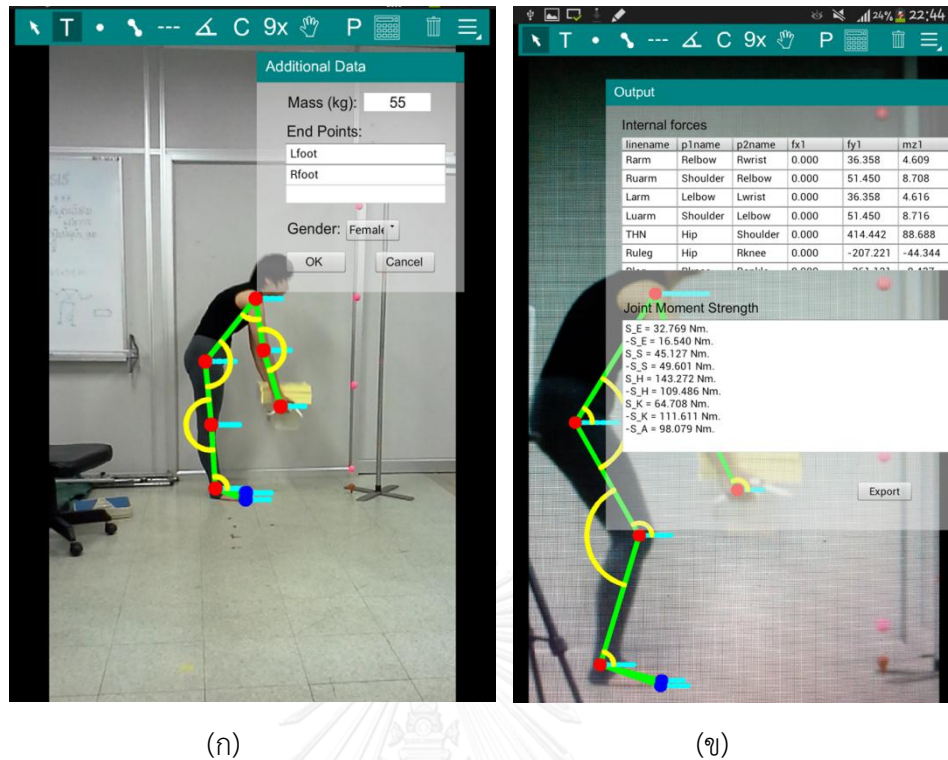
พิจารณาดำแหน่งที่มีแรงภายนอกมากระทำนั้นอยู่บนร่างกายใด ในกรณีนี้ ผู้ทดลองยกวัตถุด้วยมือทั้งสองข้าง ดังนั้นแรงภายนอกที่กระทำจะเกิดที่ตำแหน่งร่างกายแขนล่าง จากนั้นเลือกสัญลักษณ์ปุ่ม "Forces" เพื่อใส่ทิศทางของแรงภายนอกด้วยการลากเส้นจากตำแหน่งปลายแขนล่างลงในทิศแนวตั้ง และใส่ขนาดแรงในหน่วยนิวตัน โดยนำค่าน้ำหนักวัตถุในหน่วยกิโลกรัมคูณด้วย 9.8 ทหารด้วย 2 แล้วป้อนค่าตัวเลขลงไปทั้งแขนล่างซ้าย และแขนล่างขวา



รูปที่ 4.13 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่ม Force

### 6. การคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์

เลือกสัญลักษณ์ปุ่ม "คำนวณ" จากนั้นป้อนน้ำหนักตัวของผู้ทดลองในหน่วยกิโลกรัม แล้วเลือกตำแหน่งจุดปลายของการคำนวณคือตำแหน่งเท้าซ้ายและเท้าขวา และเลือกเพศของผู้ทดลอง จากนั้นกดปุ่ม OK ดังรูปที่ 4.14 (ก) หลังจากกดปุ่ม OK ที่หน้าต่างคำนวณแล้ว โปรแกรมจะแสดงขนาดแรงและโมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อต่อต่างๆ ตามที่เราได้ตั้งชื่อไว้ พร้อมแสดงค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูก ดังรูปที่ 4.14 (ข) เพื่อใช้ตรวจสอบว่าการยกด้วยน้ำหนักและท่าทางนั้น ๆ มีค่าเกินที่ข้อต่อรับได้หรือไม่ และผู้ใช้งานโปรแกรมสามารถบันทึกผลลัพธ์ที่ได้ด้วยการกดปุ่ม "Export" แล้วป้อนชื่อไฟล์ที่จะบันทึก



รูปที่ 4.14 หน้าจอโปรแกรมขณะเลือกปุ่มคำนวณและผลของการคำนวณ

#### 4.1.4 การวิเคราะห์ผลการออกแบบและพัฒนาโปรแกรม

โปรแกรมชีวกลศาสตร์นี้ได้ออกแบบเพื่อการใช้งานบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ด้วยข้อดีของระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่เป็นระบบปฏิบัติการแบบเปิดคือไม่มีค่าใช้จ่ายในการใช้เขียนโปรแกรม ผู้ผลิตแท็บเล็ตจึงนิยมนำแอนดรอยด์ไปใช้เป็นระบบปฏิบัติการ ซึ่งแท็บเล็ตที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีจอแสดงผลขนาด 8 นิ้ว ความละเอียด 1280x800 พิกเซล และกล้องหลังมีความละเอียด 5 ล้านพิกเซล ข้อเสีย คือ การที่เป็นระบบเปิดทำให้มีอุปกรณ์ที่ใช้ระบบนี้มีหลายยี่ห้อ หลายขนาดหน้าจอ ทำให้โปรแกรมที่ออกแบบนี้สามารถใช้งานได้เฉพาะรุ่นเท่านั้น เนื่องจากอาจติดปัญหาเรื่องความกว้างของหน้าจอ เป็นต้น การนำโปรแกรมไปใช้งานกับแท็บเล็ตขนาดจอแสดงผลอื่น ควรมีขนาดจอใหญ่กว่า 8 นิ้ว หรือเล็กกว่าแต่ไม่ควรน้อยกว่า 5 นิ้ว เพราะจะทำให้ลำบากในการลงพิกัดตำแหน่งข้อต่อ ส่วนความละเอียดของจอภาพไม่มีผลกับการใช้งาน ความละเอียดกล้องหลังยิ่งมากกว่า 5 ล้านพิกเซล ก็ยิ่งทำให้ภาพมีความคมชัดและง่ายต่อการลงพิกัดข้อต่อที่จะให้ค่าแม่นยำขึ้น และภาพนิ่งที่นำมาใช้ในการคำนวณกับโปรแกรมควรเป็นภาพที่ผู้ยกหันด้านซีกขวามือ เพื่อผลลัพธ์ของค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูกที่สอดคล้องกับหลักการของ Chaffin, 1984

หากพิจารณาที่หลักปฏิบัติระหว่างโปรแกรม Jack Human Simulation โปรแกรม 3DSSPP และโปรแกรมชีวกลศาสตร์ มีข้อแตกต่างกันดังนี้

#### โปรแกรม Jack Human Simulation

1. ใช้การสร้างแบบจำลองมนุษย์แบบ 3 มิติ ที่เหมือนมนุษย์จริง พร้อมจำลองท่าทางและสภาพแวดล้อมการทำงานได้ใกล้เคียงกับการทำงานจริง
2. การแสดงผลของขนาดแรงและโมเมนต์ได้ทุกข้อต่อกระดูก พร้อมแสดงผลของท่าทางการทำงานนั้น ๆ ว่าปลอดภัยหรือไม่ปลอดภัยต่อตำแหน่ง L5/S1 โดยอ้างอิงข้อมูลของ NIOSH
3. ค่าแรงและโมเมนต์ที่ได้เป็นข้อมูลของแต่ละบุคคล ซึ่งโปรแกรมสามารถป้อนข้อมูลน้ำหนักตัว ส่วนสูงและเพศ ของผู้ปฏิบัติงานได้
4. ค่าลิขสิทธิ์ที่ต้องจ่ายสูงมาก

#### โปรแกรม 3DSSPP

1. มีแผนภาพวัตถุอิสระ แบบ 3 มิติ ให้เลือกใช้ 6 ท่าทาง คือ Stand Lift, Stoop Lift, Squat Lift, Forward Push, Default และ Backward Pull ผู้ใช้งานสามารถนำภาพนิ่งซ้อนได้ภาพแผนภาพวัตถุอิสระได้ แต่ภาพนั้นจำเป็นต้องมีท่าทางที่ตรงกับแผนภาพวัตถุอิสระที่สร้างไว้ ซึ่งโปรแกรมสามารถปรับเปลี่ยนได้เฉพาะตำแหน่งของมือและสะโพกเท่านั้น แล้วตำแหน่งข้อต่อกระดูกอื่น ๆ ก็จะเลื่อนตาม และทิศทางของแรงภายนอกจะเป็นทิศในแนวตั้งฉากที่กระทำที่ข้อมือเท่านั้น ไม่สามารถปรับทิศทางในแนวเอียงได้ ดังนั้นผลของแรงที่ได้จึงมีความคลาดเคลื่อนสูง
2. การใช้งานบนเครื่องคอมพิวเตอร์จะแสดงค่าแรงกดอัดที่กระดูกสันหลังส่วนล่าง ในหน่วยนิวตัน และค่าเปอร์เซ็นต์ความแข็งแรงที่สามารถยังรับได้ที่ตำแหน่ง ข้อมือ ข้อศอก หัวไหล่ ลำตัว สะโพก และหัวเข่า โดยเปรียบเทียบค่าแรงตามแนวทางของ NIOSH ส่วนโปรแกรมที่ใช้งานบนแท็บเล็ตนั้น จะแสดงเพียงค่าแรงกดอัดที่กระดูกสันหลังส่วนล่าง ในหน่วยนิวตัน และเปอร์เซ็นต์ความแข็งแรงที่สามารถยังรับได้ที่ตำแหน่งหัวไหล่และลำตัวเท่านั้น
3. ผลของขนาดแรงและโมเมนต์ที่ได้จะเป็นข้อมูลเฉลี่ยของประชากรเพศหญิง หรือชาย ไม่ใช่ข้อมูลรายบุคคล
4. ใส่ลักษณะของแรงภายนอกที่กระทำได้ 3 แบบ คือ การผลัก การดึง และการยก แต่จำกัดทิศในแนวตั้งฉากกับตำแหน่งที่กระทำเท่านั้น และกำหนดขนาดแรงได้สูงสุดที่ 500 นิวตัน

5. การหาระยะของรอยางค์และมุมใช้วิธี Inverse Kinematic (คือ การวิเคราะห์หาตำแหน่ง ข้อต่อต่าง ๆ เมื่อรู้ค่าตำแหน่งและทิศทางของตำแหน่งส่วนปลายหรือตำแหน่งเป้าหมาย ซึ่งเป็นการ คำนวณย้อนกลับจากตัวทำงานมายังส่วนปลายข้อต่อต่าง ๆ)

### โปรแกรมชีวกลศาสตร์

1. มีความอิสระในการสร้างแผนภาพวัตถุอิสระที่ไม่จำกัดท่าทางการทำงาน เป็นลักษณะแบบ 2 มิติ ในระนาบซ้าย-ขวา (Sagittal Plan) และการสร้างแผนภาพวัตถุอิสระซ้อนทับบนภาพการทำงานจริงจะทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนน้อย

2. แสดงผลของขนาดแรง โมเมนต์ และความแข็งแรงได้ทุกข้อต่อกระดูก

3. ค่าแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่ได้จะเป็นข้อมูลของรายบุคคล เพราะใช้ข้อมูลของน้ำหนักตัว และเพศ ของผู้ปฏิบัติงานโดยตรง

4. ใส่ขนาดและทิศทางของแรงภายนอกที่กระทำได้อย่างอิสระ ดังนั้นจึงสามารถสร้างแรงได้ ทุกชนิดไม่ว่าจะเป็นแรงดึง แรงดัน แรงผลัก หรือแม้แต่แรงเสียดทานที่เท่า ก็สามารถใส่ได้ เช่น ทิศ แรงในแนวเอียง

5. ไม่จำกัดจำนวนการใส่จุดที่แทนข้อต่อ และเส้นที่แทนรอยางค์

6. การทำมาตราส่วนที่ใช้หลักการทั่วไปที่สากลใช้อยู่คือ การหาวัตถุอ้างอิงที่ทราบระยะ แท้จริงในภาพก่อนซึ่งแม่นยำกว่าโปรแกรม 3DSSPP ความแม่นยำในการคำนวณจะขึ้นอยู่กับภาพที่ นำมาใช้ หากภาพนั้นเป็นภาพการทำงานจริงและทราบระยะอ้างอิงที่ถูกต้อง นั่นคือจะได้ แผนภาพ วัตถุอิสระที่มีขนาดความยาวรอยางค์ใกล้เคียงกับขนาดของผู้ปฏิบัติงาน ผลการคำนวณขนาดแรงและ โมเมนต์ที่ได้จึงใกล้เคียงความเป็นจริงมากกว่า

7. แสดงค่าทำนายความแข็งแรงของแต่ละข้อต่อกระดูก เพื่อให้ทราบว่างานที่กระทำอยู่นั้น ส่งผลให้โมเมนต์ที่เกิดขึ้น เกินค่าความแข็งแรงของข้อต่อกระดูกหรือไม่

#### 4.1.5 การเปรียบเทียบเวลาใช้งานของการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพธ์ระหว่าง

##### 2 ระบบ

เมื่อเปรียบเทียบเวลาที่ใช้ในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ระหว่างการพิจารณางาน ย่อยของวิธีวัดขนาดด้วยภาพแบบใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4.15 และการใช้โปรแกรมชีวกล ศาสตร์บนแท็บเล็ต ดังรูปที่ 4.16

จากรูปที่ 4.15 พบว่าการคำนวณโดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในครั้งแรกนั้นใช้เวลา 27.20 นาที โดยงานย่อยที่ใช้เวลามากคือการเลือกภาพนิ่ง ที่ต้องใช้เครื่องมือ/อุปกรณ์ในการปฏิบัติงานถึง 4 ชนิด นอกจากนี้ในการการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์บนเครื่องคอมพิวเตอร์นั้นยังต้องใช้เวลามากกว่า 2 ชั่วโมงในการสร้างแบบฟอร์มการคำนวณแรงและโมเมนต์ เพื่อการป้อนพิกัด (x, y) ของข้อต่อกระดูก ซึ่งได้สร้างสมการในการคำนวณบนโปรแกรม Excel

งานหลัก (Duty)	งานย่อย (Task)				
การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนัก แบบใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ (ครั้งแรก)	1. บันทึกข้อมูลเพศและน้ำหนักตัวของผู้ถูกทดลอง	2. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้อง	3. เลือกภาพนิ่ง	4. ทำมาตราส่วนของภาพ	5. คำนวณแรงและโมเมนต์

ชื่องานย่อย	ขั้นตอนการปฏิบัติงาน	เครื่องมือ / อุปกรณ์ที่ใช้ในการปฏิบัติงาน	ความรู้ที่ต้องใช้ในการปฏิบัติงาน	เวลา (นาที) ที่ใช้ในการปฏิบัติงาน
1. บันทึกข้อมูลเพศและน้ำหนักตัวของผู้ถูกทดลอง	1.1 เปิดเครื่องคอมพิวเตอร์ 1.2 เปิดโปรแกรม Excel 1.3 อ่านค่าน้ำหนักของผู้ถูกทดลองจากเครื่องชั่งน้ำหนัก 1.4 บันทึกค่าน้ำหนักของกล่อง น้ำหนักตัวและเพศของผู้ถูกทดลองลงในโปรแกรม Excel	1. เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. โปรแกรม Excel 3. เครื่องชั่งน้ำหนัก	1. ความรู้เรื่องการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Excel	2.00 นาที 1.00 นาที 1.00 นาที 1.00 นาที
2. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้อง	2.1 กดปุ่ม On เพื่อเปิดใช้งานกล้อง 2.2 ตั้งโหมดการถ่ายภาพเป็นการบันทึกภาพเคลื่อนไหว 2.3 กดปุ่มบันทึกภาพเคลื่อนไหว เมื่อผู้ทดลองเริ่มยกกล่อง 2.4 กดปุ่มหยุดบันทึกภาพเคลื่อนไหว เมื่อผู้ทดลองวางกล่องลงบน	1. กล้องดิจิทัล ใช้บันทึกภาพเคลื่อนไหว	1. ความรู้เรื่องการใช้กล้องดิจิทัล	0.10 นาที 0.50 นาที 0.50 นาที 1.10 นาที
3. เลือกภาพนิ่ง	3.1 เสียบเมมโมรี่การ์ดเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ 3.2 เปิด Folder ของเมมโมรี่การ์ด เลือกไฟล์วิดีโอที่บันทึกไว้ 3.3 Copy ไฟล์วิดีโอที่ถูกบันทึกลงเครื่องคอมพิวเตอร์ 3.4 เปิดโปรแกรม Core VideoStudio X7 แล้วนำเข้าไปไฟล์วิดีโอ 3.5 กดปุ่มเล่นวิดีโอ กดปุ่มหยุด เมื่อกล่องน้ำหนักอยู่สูงจากพื้นตาม 3.6 กดปุ่ม Print Screen บนเครื่องคอมพิวเตอร์ 3.7 เปิดโปรแกรม Paint, กดวางรูป Ctrl+V, กด Save as เลือก	1. เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. เมมโมรี่การ์ดของกล้องดิจิทัล 3. โปรแกรม Core VideoStudio X7 4. โปรแกรม Paint	1. ความรู้เรื่องการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. ความรู้เรื่องการใช้กล้องดิจิทัล 3. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Core VideoStudio X7 4. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Paint	0.50 นาที 2.00 นาที 2.00 นาที 1.00 นาที 3.00 นาที 0.50 นาที 2.00 นาที
4. ทำมาตราส่วนของภาพ	4.1 เปิดโปรแกรม Excel เลือกไฟล์ของแบบฟอร์มคำนวณแรง 4.2 อ่านค่าพิกัด (x,y) ของ 2 ตำแหน่งบนเสาอ้างอิงระยะ จาก 4.3 บันทึกค่าพิกัด (x,y) ที่อ่านได้ ของทั้ง 2 ตำแหน่งลงใน	1. เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. โปรแกรม Paint 3. โปรแกรม Excel	1. ความรู้เรื่องการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Paint 3. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Excel	0.50 นาที 1.00 นาที 1.00 นาที
5. คำนวณแรงและโมเมนต์	5.1 อ่านค่าพิกัด (x,y) ของตำแหน่งมาร์คเกอร์ที่ติดไว้ที่ หลังมือ ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า ข้อเท้า และปลายเท้า และบันทึกลงในแบบฟอร์มคำนวณแรงในโปรแกรม Excel	1. เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. โปรแกรม Paint 3. โปรแกรม Excel	1. ความรู้เรื่องการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ 2. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Paint 3. ความรู้เรื่องการใช้โปรแกรม Excel	3.50 นาที
เวลารวม				27.20 นาที

รูปที่ 4.15 การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนักแบบใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ (ครั้งแรก)

งานหลัก (Duty)	งานย่อย (Task)				
การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนัก แบบใช้แท็บเล็ต (ครั้งแรก)	1. บันทึกข้อมูลเพศและน้ำหนักตัวของผู้ยกทดลอง	2. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้อง	3. เลือกภาพนิ่ง	4. ทำมาตราส่วนของภาพ	5. คำนวณแรงและโมเมนต์

ชื่องานย่อย	ขั้นตอนการปฏิบัติงาน	เครื่องมือ / อุปกรณ์ที่ใช้ในการปฏิบัติงาน	ความรู้ที่ต้องใช้ในการปฏิบัติงาน	เวลา (นาที) ที่ใช้ในการปฏิบัติงาน
1. บันทึกข้อมูลเพศและน้ำหนักตัวของผู้ยกทดลอง	1.1 อ่านค่าน้ำหนักของผู้ยกทดลองจากเครื่องชั่งน้ำหนัก	1. เครื่องชั่งน้ำหนัก		1.00 นาที
2. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้อง	2.1 กดเปิด Camera App. 2.2 กดปุ่มบันทึกภาพเคลื่อนไหว เมื่อผู้ทดลองเริ่มยกกล่อง 2.3 กดปุ่มหยุดบันทึกภาพเคลื่อนไหว เมื่อผู้ทดลองวางกล่องลงบนพื้นแล้ว	1. Tablet 2. Camera Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Camera Application	0.05 นาที 0.05 นาที 1.10 นาที
3. เลือกภาพนิ่ง	3.1 กดปุ่มเล่นวิดีโอ กดปุ่มหยุด เมื่อกล้องน้ำหนักอยู่สูงจากพื้นตามระดับที่ต้องการ (คำนวณหาแรงและโมเมนต์) 3.2 กดปุ่ม Screen Capture ของ Tablet (ระบบจะ Save อัตโนมัติ)	1. Tablet 2. Camera Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Camera Application	1.00 นาที 0.02 นาที
4. ทำมาตราส่วนของภาพ	4.1 เปิด Biomechanics Application 4.2 กด "Import" เพื่อนำเข้าภาพนิ่งจาก Folder ที่เก็บภาพ 4.3 กด "≡" แล้วเลือก "Digitization" 4.4 กดปุ่ม "C" เพื่อทำมาตราส่วน 4.5 ชี้ตำแหน่งอ้างอิง 2 ตำแหน่งบนเสาอ้างอิง พร้อมกรอกระยะจริง (เมตร) ในช่องข้อความ แล้วกด "OK" 4.6 เลือก "-" เพื่อสร้างจุดตำแหน่ง 2 ตำแหน่งของข้อต่อ(ด้านซ้ายและขวา บนตำแหน่งที่มกรอกเอาไว้) ของหลังมือ ข้อศอก หัวเข่า ข้อเท้า และปลายเท้า และ 1 ตำแหน่งของ หัวไหล่และสะโพก 4.7 เลือก "...." เพื่อสร้างระยางค์ของ แขนล่าง(ซ้าย-ขวา) แขนบน(ซ้าย-ขวา) ลำตัว ขาบน(ซ้าย-ขวา) ขาล่าง(ซ้าย-ขวา) และเท้า(ซ้าย-ขวา) โดยการลากเส้นเชื่อมระหว่างจุด 4.8 เลือก "..." เพื่อสร้างเส้นระนาบของ แขนล่าง(ซ้าย-ขวา) แขนบน(ซ้าย-ขวา) ลำตัว ขาบน(ซ้าย-ขวา) ขาล่าง(ซ้าย-ขวา) และเท้า(ซ้าย-ขวา) โดยการลากจุดตำแหน่งข้อต่อไปทางขวามือ 4.9 เลือก "<" เพื่อสร้างมุมภายในระหว่าง 2 ระยางค์ของ มุมข้อศอก(ซ้าย-ขวา) มุมหัวไหล่(ซ้าย-ขวา) มุมสะโพก(ซ้าย-ขวา) มุมหัวเข่า(ซ้าย-ขวา) และมุมข้อเท้า(ซ้าย-ขวา) โดยการลากจากระยางค์ที่ศพนวมขึ้นมาฝึก 4.10 เลือก "P" เพื่อระบุ Propert ได้แก่ 4.10.1 ใส่ชื่อของข้อต่อทั้งหมด และเลือกตำแหน่ง "Distal" "Proximal" 4.10.2 ใส่ชื่อระยางค์ทั้งหมด และเลือกชนิดของระยางค์ 4.10.3 ใส่ชื่อมุมทั้งหมด และเลือกชนิดของมุม โดยการกดเลือก "P" ก่อนเพื่อระบุตำแหน่งที่ต้องการจะใส่ Property	1. Tablet 2. Biomechanics Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Biomechanics App.	0.05 นาที 0.50 นาที 0.03 นาที 0.10 นาที 0.10 นาที 0.10 นาที 0.20 นาที 0.10 นาที 0.40 นาที 9.00 นาที
5. คำนวณแรงและโมเมนต์	5.1 กด "-" แล้วเลือกระยางค์(แขนล่างซ้ายและขวา) ที่ถือกล่องน้ำหนัก 5.2 กด "Force" แล้วใส่ทิศทางของแรงจากกล่องน้ำหนักที่กระทำ ด้วยการลากเส้นจากตำแหน่งปลายแขนล่างลงในแนวตั้ง และใส่ขนาดแรงในหน่วยนิวตัน [(น้ำหนักกล่อง กก.*9.8) / 2] ทั้งแขนล่างซ้ายและขวา 5.3 กด "A" แล้วใส่น้ำหนักตัวของผู้ยกทดลอง (กิโลกรัม) เลือกตำแหน่งจุดปลายเท้าซ้ายและขวาและเลือกเพศ แล้วกดปุ่ม OK	1. Tablet 2. Biomechanics Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Biomechanics App.	0.02 นาที 0.42 นาที 0.20 นาที
เวลารวม				16.40 นาที

รูปที่ 4.16 การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนักแบบใช้โปรแกรมชีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ต (ครั้งแรก)

จากรูปที่ 4.16 พบว่าการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ด้วยโปรแกรมชีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ตในครั้งแรกใช้เวลา 16.40 นาที ซึ่งงานย่อยที่ใช้เวลามากที่สุดคือขั้นตอน 4.10 ที่ต้องระบุคุณสมบัติ (Properties) ของจุด เส้น และมุม แต่เวลารวมที่ใช้ และจำนวนเครื่องมือ/อุปกรณ์ในการปฏิบัติงานยังน้อยกว่าการคำนวณแบบใช้เครื่องคอมพิวเตอร์

หากในกรณีที่พิจารณามากกว่า 1 ท่าทางหรือต้องการคำนวณซ้ำ การคำนวณด้วยการใช้แท็บเล็ตจะใช้เวลาเพียง 6.50 นาที ดังรูปที่ 4.17

งานหลัก (Duty)	งานย่อย (Task)				
การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนัก แบบใช้แท็บเล็ต (ครั้งถัดไป)	1. บันทึกข้อมูลเพศและน้ำหนักตัวของผู้ทดลอง	2. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้อง	3. เลือกภาพนิ่ง	4. ทำมาตราส่วนของภาพ	5. คำนวณแรงและโมเมนต์
ชื่องานย่อย	ขั้นตอนการปฏิบัติงาน	เครื่องมือ / อุปกรณ์ที่ใช้ในการปฏิบัติงาน	ความรู้ที่ต้องใช้ในการปฏิบัติงาน	เวลา (นาที) ที่ใช้ในการปฏิบัติงาน	
1. บันทึกข้อมูลเพศและน้ำหนักตัวของผู้ทดลอง	1.1 อ่านค่าน้ำหนักของผู้ทดลองจากเครื่องชั่งน้ำหนัก	1. เครื่องชั่งน้ำหนัก		1.00 นาที	
2. บันทึกภาพเคลื่อนไหวจากกล้อง	2.1 กดเปิด Camera App. 2.2 กดปุ่มบันทึกภาพเคลื่อนไหว เมื่อผู้ทดลองเริ่มยกกล่อง 2.3 กดปุ่มหยุดบันทึกภาพเคลื่อนไหว เมื่อผู้ทดลองวางกล่องลงบนพื้นแล้ว	1. Tablet 2. Camera Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Camera Application	0.05 นาที 0.05 นาที 1.10 นาที	
3. เลือกภาพนิ่ง	3.1 กดปุ่มเล่นวิดีโอ กดปุ่มหยุด เมื่อกล่องน้ำหนักอยู่สูงจากพื้นตามระดับที่ต้องการ (คำนวณหาแรงและโมเมนต์) 3.2 กดปุ่ม Screen Capture ของแท็บเล็ต (ระบบจะ Save อัตโนมัติ)	1. Tablet 2. Camera Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Camera Application	1.00 นาที 0.02 นาที	
4. ทำมาตราส่วนของภาพ	4.1 เปิด Biomechanics Application 4.2 กด "Import" เพื่อนำเข้าภาพนิ่งจาก Folder ที่เก็บภาพ 4.3 กด "≡" แล้วเลือก "Digitization" 4.4 กดปุ่ม "C" เพื่อทำมาตราส่วน 4.5 ชีตตำแหน่งอ้างอิง 2 ตำแหน่งบนเสาอ้างอิง พร้อมกรอกระยะจริง (เมตร) ในช่องข้อความ แล้วกด "OK" 4.6 เลื่อนจุดทั้งหมดให้ตรงกับมาร์กเกอร์ของภาพใหม่ที่ได้นำเข้าโปรแกรม	1. Tablet 2. Biomechanics Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Biomechanics App.	0.05 นาที 0.50 นาที 0.03 นาที 0.10 นาที 0.10 นาที 0.30 นาที	
5. คำนวณแรงและโมเมนต์	5.1 กด "-" แล้วเลือกรายการ (แขนล่างซ้ายและขวา) ที่ถือกล่องน้ำหนัก 5.2 กด "Force" แล้วใส่ทิศทางของแรงจากกล่องน้ำหนักที่กระทำด้วยการลากเส้นจากตำแหน่งปลายแขนล่างลงในแนวตั้ง และใส่ขนาดแรงในหน่วยนิวตัน [(น้ำหนักกล่อง กก.*9.8) / 2] ทั้งแขนล่างซ้ายและขวา 5.3 กด "A" แล้วใส่น้ำหนักตัวของผู้ทดลอง (กิโลกรัม) เลือกตำแหน่งจุดปลายเท้าซ้ายและขวาและเลือกเพศ แล้วกดปุ่ม OK	1. Tablet 2. Biomechanics Application	1. ความรู้เรื่องการใช้ Tablet 2. ความรู้เรื่องการใช้ Biomechanics App.	0.02 นาที 0.42 นาที 0.20 นาที	
เวลารวม				6.50 นาที	

รูปที่ 4.17 การคำนวณแรงและโมเมนต์ บนร่างกายผู้ยกกล่องน้ำหนักแบบใช้โปรแกรมชีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ต (ครั้งถัดไป)

จากรูปที่ 4.17 พบว่าในการใช้งานครั้งถัดไปผู้ใช้งานไม่ต้องสร้างแผนภาพวัตถุอิสระขึ้นมาใหม่และไม่ต้องใส่คุณสมบัติของจุด เส้น และมุม สามารถใช้แผนภาพวัตถุอิสระที่สร้างไว้จากครั้งแรก

เพียงเลื่อนจุดข้อต่อให้ตรงกับมาร์คเกอร์ของภาพนิ่งใหม่ที่ได้นำเข้าโปรแกรม ดังนั้นจึงลดเวลาในการคำนวณได้อีกประมาณ 10 นาที แต่การคำนวณแบบใช้เครื่องคอมพิวเตอร์นั้นยังต้องใช้วิธีการคำนวณเหมือนเดิมกับครั้งแรก

#### 4.1.6 ผู้ที่สามารถนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ไปประยุกต์ใช้

ผู้ใช้งานที่สามารถนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์นี้ไปประยุกต์ใช้ ได้แก่

1. วิศวกร (ฝ่ายผลิตและออกแบบสถานที่ทำงาน ของโรงงานอุตสาหกรรม)
2. นักกายภาพบำบัด (ผู้ให้คำปรึกษากับพนักงานที่ประกอบอาชีพในโรงงานอุตสาหกรรม)
3. นักการยศาสตร์
4. พนักงานทรัพยากรบุคคล (ฝ่ายส่วนงานความปลอดภัย อาชีวอนามัยและสภาพแวดล้อมในการทำงาน)
5. ตัวแทนแรงงาน
6. แพทย์หรือพยาบาล (ผู้ให้บริการดูแลสุขภาพกับผู้ทำงาน)
7. นักศึกษา
8. ที่ปรึกษาด้านสุขภาพพนักงานของโรงงาน

#### 4.1.7 ข้อดีของโปรแกรมชีวกลศาสตร์

1. ใช้คาดการณ์ระดับการออกแรงที่จำเป็นสำหรับท่าทางการทำงานของการออกแบบพื้นที่ทำงาน
2. โปรแกรมสามารถประยุกต์ใช้ได้กับหลายท่าทางการทำงาน จากการเขียนแผนภาพวัตถุอิสระลงบนภาพนิ่งของคนจากผู้ใช้งานเอง
3. เป็นเครื่องมือป้องกันการเกิดอุบัติเหตุในการทำงาน
4. เป็นเครื่องมือป้องกันการบาดเจ็บของกระดูก
5. ง่ายต่อการใช้งาน เหมาะกับผู้ที่ไม่ต้องการความยุ่งยากในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์



6. ผู้ใช้งานไม่จำเป็นต้องมีความรู้หรือเคยเรียนวิชาชีวกลศาสตร์มาก่อนก็สามารถหาแรงและโมเมนต์ได้
7. ใช้เป็นเครื่องมือในการเรียนการสอนวิชาชีวกลศาสตร์
8. ค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์ที่ไม่สูงมาก น้ำหนักเบาและพกพาได้สะดวก
9. ลดเวลาการคำนวณ
10. นำไปใช้กับสถานที่ปฏิบัติงานจริงได้

#### 4.1.8 ข้อจำกัดของการใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์

1. ความรู้ขั้นต่ำของผู้ใช้ ก่อนใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ผู้ใช้ต้องมีความรู้ในการตีความมาร์คเกอร์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูกบนร่างกายของผู้ถูกทดสอบ ซึ่งผู้ใช้งานสามารถทำมาร์คเกอร์บนข้อต่อกระดูกได้เอง เพราะเป็นงานที่ไม่ต้องการความแม่นยำสูง
2. แรงที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูกนี้จะไม่สามารถระบุขนาดและชนิดของแรงของกล้ามเนื้อ แรงกดอัด หรือแรงเฉือน
3. ท่าทางที่จะนำมาใช้เพื่อหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ด้วยโปรแกรมชีวกลศาสตร์นั้นต้องเป็นท่าทางที่อยู่ในระนาบซ้าย-ขวา (Sagittal Plane)
4. สำหรับการถ่ายภาพด้านข้างที่หันด้านซ้ายมือมาใช้ในการคำนวณ ยังสามารถนำขนาดของค่าความแข็งแรงที่ข้อต่อกระดูกไปใช้ได้ แต่จะไม่สามารถระบุชนิดของแรงแบบ Extension และ Flexion ได้ เนื่องจากตามทฤษฎีของ Chaffin, 1984 นั้นพิจารณาจากด้านข้างที่หันด้านขวามือ
5. สามารถใช้งานบนแท็บเล็ตที่รองรับระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เท่านั้น

### 4.2 การวิเคราะห์ผลการทดสอบใช้งานโปรแกรม โดยการวัดขนาดความยาวร่างกายของหุ่นจำลอง

#### 4.2.1 ผลการทดลอง

การเปรียบเทียบความสามารถในการวัดขนาดสัดส่วนร่างกาย ของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ได้ ออกแบบเพื่อใช้งานบนแท็บเล็ตด้วยการชี้พิกัดด้วยนิ้ว และชี้พิกัดด้วยปากกาดีจิจิตอล กับเครื่องมือวัดที่ใช้งานกันอยู่ในปัจจุบัน คือ เครื่องมือวัด Anthropometer และโปรแกรมการวัดขนาดที่ชี้พิกัดด้วย

เมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยทั้ง 4 วิธีได้วัดขนาด แขนส่วนล่าง (ข้างขวา) แขนส่วนบน (ข้างขวา) และลำตัว ของหุ่นจำลองที่ติดมาร์คเกอร์ในหน่วยเมตร ด้วยการติดตั้งกล้องดิจิทัล DSLR 550D กับขาตั้งกล้องที่วางห่างจากหุ่นจำลองเป็นระยะ 8 เมตร และติดตั้งแท็บเล็ตกับขาจับบนขาตั้งกล้องที่วางห่างจากหุ่นจำลองเป็นระยะ 4 เมตร โดยให้ความสว่างในห้องทดลองอยู่ที่ 500 ลักซ์ ทำการทดลองซ้ำ 10 ครั้ง ผลจากการวัดขนาดความยาวของแขนท่อนล่าง แขนท่อนบน และลำตัว ของหุ่นจำลองที่ได้แสดงดังตารางที่ 4.1

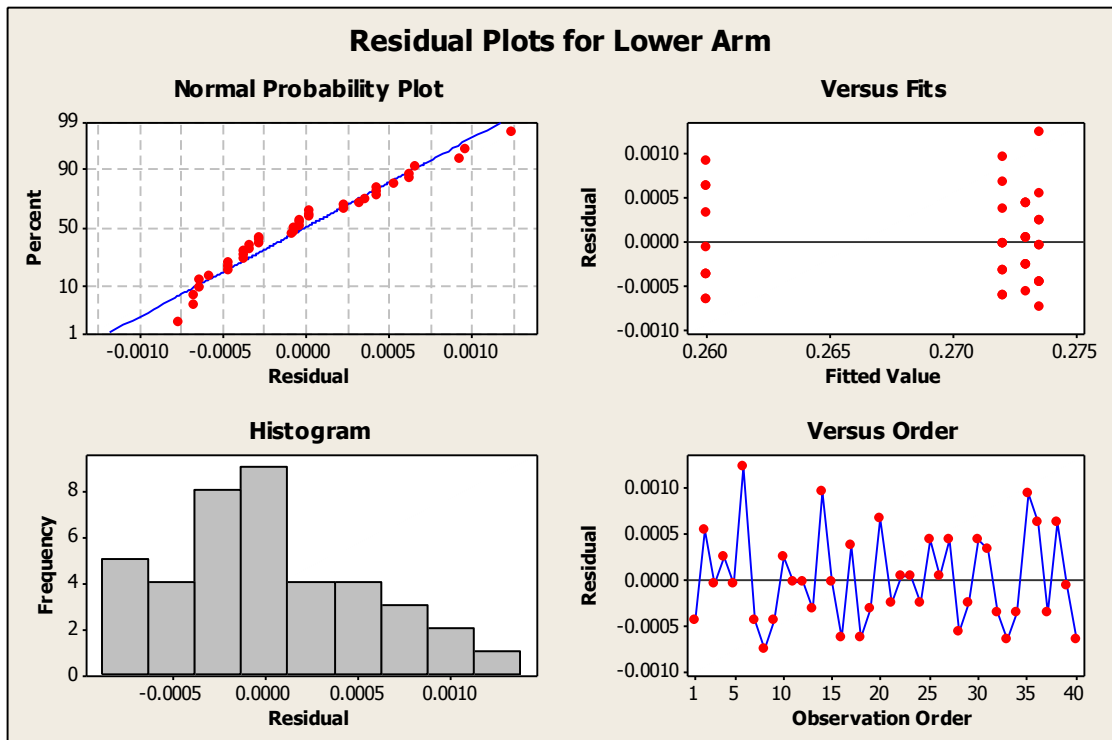
ตารางที่ 4.1 ผลการวัดขนาดความยาวของแขนท่อนล่าง แขนท่อนบน และลำตัว ของหุ่นจำลอง

No.	แขนล่าง				แขนบน				ลำตัว			
	วัดด้วยการใช้ภาพถ่าย			วัดโดยตรง	วัดด้วยการใช้ภาพถ่าย			วัดโดยตรง	วัดด้วยการใช้ภาพถ่าย			วัดโดยตรง
	ชี้พิกัดด้วยเมาส์	ชี้พิกัดด้วยนิ้ว	ชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิทัล	เครื่องมือวัด Anthropo meter	ชี้พิกัดด้วยเมาส์	ชี้พิกัดด้วยนิ้ว	ชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิทัล	เครื่องมือวัด Anthropo meter	ชี้พิกัดด้วยเมาส์	ชี้พิกัดด้วยนิ้ว	ชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิทัล	เครื่องมือวัด Anthropo meter
1	0.2730	0.2720	0.2727	0.2604	0.2734	0.2710	0.2730	0.2590	0.3887	0.3874	0.3880	0.3804
2	0.2740	0.2720	0.2730	0.2597	0.2734	0.2710	0.2727	0.2604	0.3894	0.3880	0.3890	0.3807
3	0.2734	0.2717	0.2730	0.2594	0.2737	0.2720	0.2724	0.2600	0.3894	0.3874	0.3884	0.3800
4	0.2737	0.2730	0.2727	0.2597	0.2730	0.2710	0.2734	0.2597	0.3900	0.3884	0.3890	0.3807
5	0.2734	0.2720	0.2734	0.2610	0.2740	0.2704	0.2730	0.2600	0.3894	0.3877	0.3887	0.3807
6	0.2747	0.2714	0.2730	0.2607	0.2734	0.2714	0.2727	0.2597	0.3890	0.3874	0.3887	0.3804
7	0.2730	0.2724	0.2734	0.2597	0.2740	0.2717	0.2734	0.2600	0.3900	0.3870	0.3884	0.3814
8	0.2727	0.2714	0.2724	0.2607	0.2730	0.2710	0.2730	0.2597	0.3894	0.3877	0.3890	0.3804
9	0.2730	0.2717	0.2727	0.2600	0.2737	0.2710	0.2730	0.2604	0.3897	0.3877	0.3887	0.3807
10	0.2737	0.2727	0.2734	0.2594	0.2734	0.2717	0.2730	0.2600	0.3897	0.3874	0.3884	0.3800

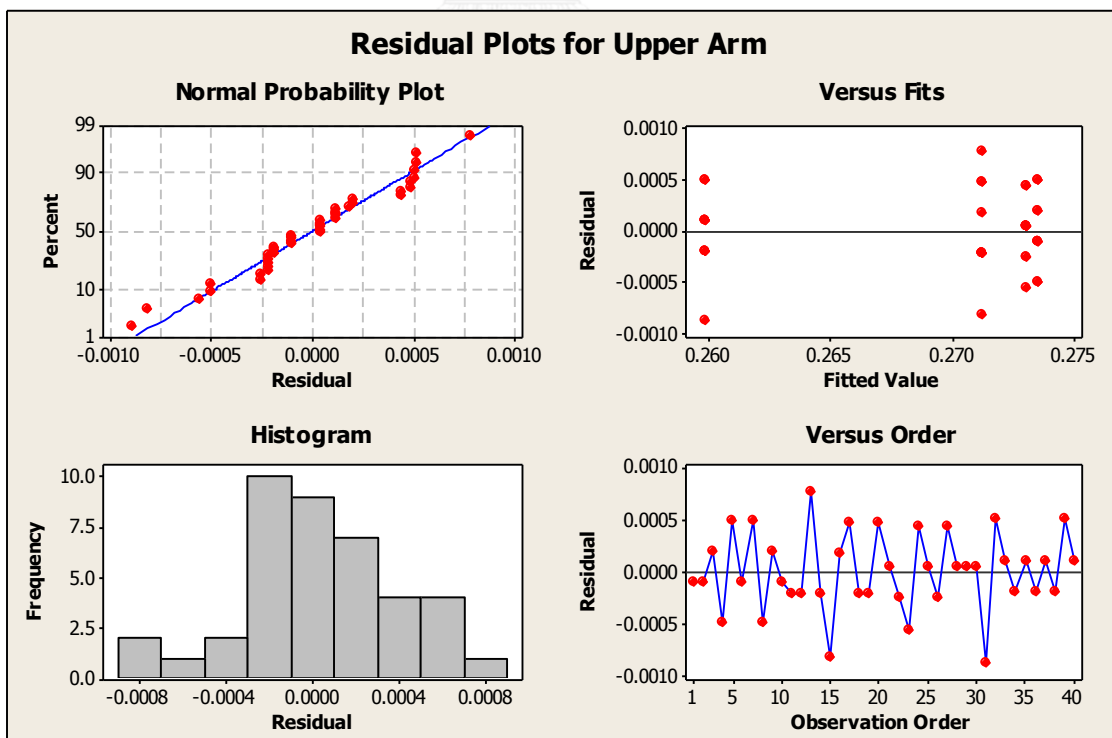
นำค่าที่ได้จากตารางที่ 4.1 ซึ่งมีหน่วยเป็นเมตร (m) ไปทดสอบความแตกต่างของค่าเฉลี่ย

#### 4.2.2 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

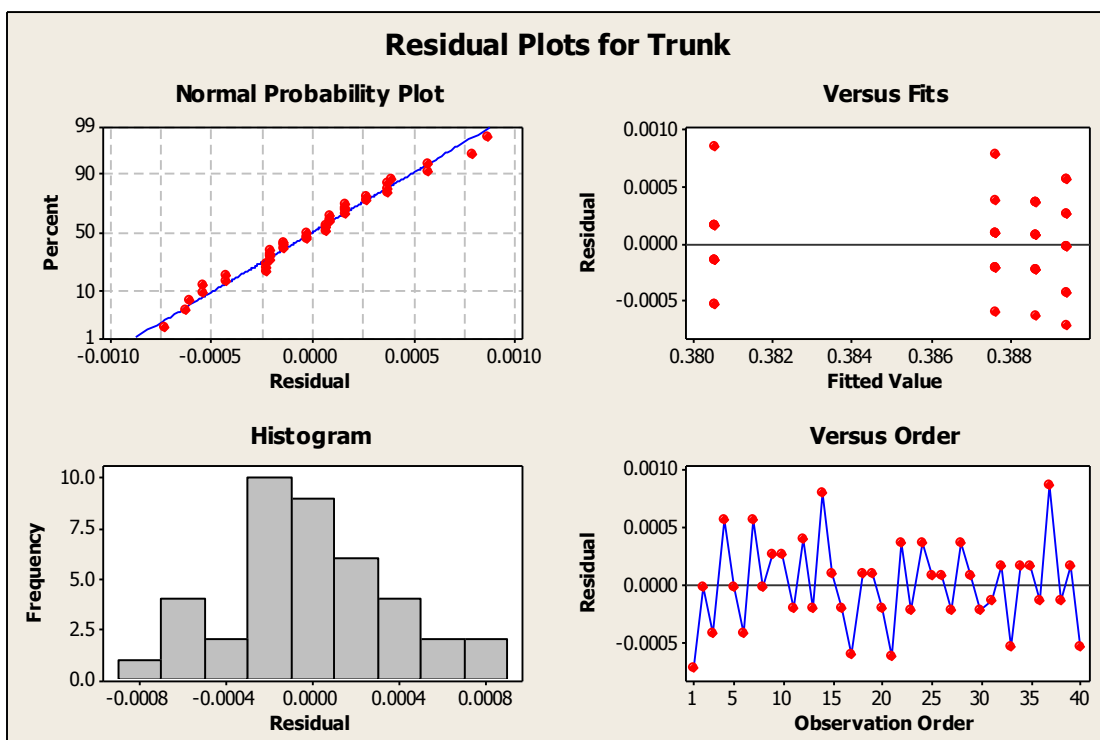
จากข้อมูลที่ได้ นำมาตรวจสอบว่าความยาวของสัดส่วนหุ่นจำลองที่วัดได้ของแต่ละเครื่องมือจากการเก็บข้อมูลนั้นสามารถเป็นตัวแทนของประชากรได้หรือไม่ ด้วยการทดสอบสมมติฐานการแจกแจงปกติ ความเป็นอิสระและความเสถียรภาพของความแปรปรวน โดยการพิจารณาจาก Residual Plot จากโปรแกรม Minitab แสดงดังรูปที่ 4.18



การกระจายตัวของข้อมูลขนาดความยาวแขนล่างของหุ่นจำลอง (ก)



การกระจายตัวของข้อมูลขนาดความยาวแขนบนของหุ่นจำลอง (ข)



การกระจายตัวของข้อมูลขนาดความยาวลำตัวของหุ่นจำลอง (ค)

รูปที่ 4.18 Residual Plot ความยาวสัดส่วนของหุ่นจำลอง

จากรูปที่ 4.18 การทดสอบเกี่ยวกับการแจกแจงปกติ ความเสถียรภาพของค่าความแปรปรวน และความเป็นอิสระของขนาดความยาวแขนล่าง (ก) แขนบน (ข) และลำตัว (ค) ของหุ่นจำลอง ซึ่งจากกราฟ Normal Probability Plot พบว่าข้อมูลมีการกระจายตัวตามแนวเส้นตรง จึงสรุปได้ว่าข้อมูลเป็นไปตามสมมติฐานของการแจกแจงปกติ การทดสอบสมมติฐานความเสถียรภาพของค่าความแปรปรวน (Variance Stability) สามารถตรวจสอบได้ด้วยการพิจารณาจากแผนภาพการกระจายที่แสดงความสัมพันธ์ของค่าส่วนตกค้าง (Residual) กับค่าที่ถูกฟิต (Fitted Value) ซึ่งพบว่าข้อมูลไม่มีลักษณะการกระจายตัวที่เป็นแนวโน้ม หรือเป็นรูปแบบกรวยปากเปิด จึงสรุปได้ว่าข้อมูลมีเสถียรภาพของค่าความแปรปรวน และการทดสอบสมมติฐานของความเป็นอิสระของส่วนตกค้าง (Individual of Residual) สามารถตรวจสอบได้โดยการพิจารณาจากแผนภาพการกระจายที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าส่วนตกค้าง (Residual) กับลำดับของการเก็บข้อมูล (Observation Order) เห็นได้ว่าส่วนตกค้างของข้อมูลมีการกระจายตัวในรูปแบบหรือแนวโน้มที่ไม่แน่นอน จึงสรุปได้ว่าข้อมูลมีความเป็นอิสระต่อกัน

การทดสอบความแตกต่างของความยาวเฉลี่ยของสัดส่วนหุ่นจำลองกับชนิดของเครื่องมือวัด ที่ระดับนัยสำคัญ .05 และสมมติฐานที่ใช้ในการทดสอบมี ดังนี้

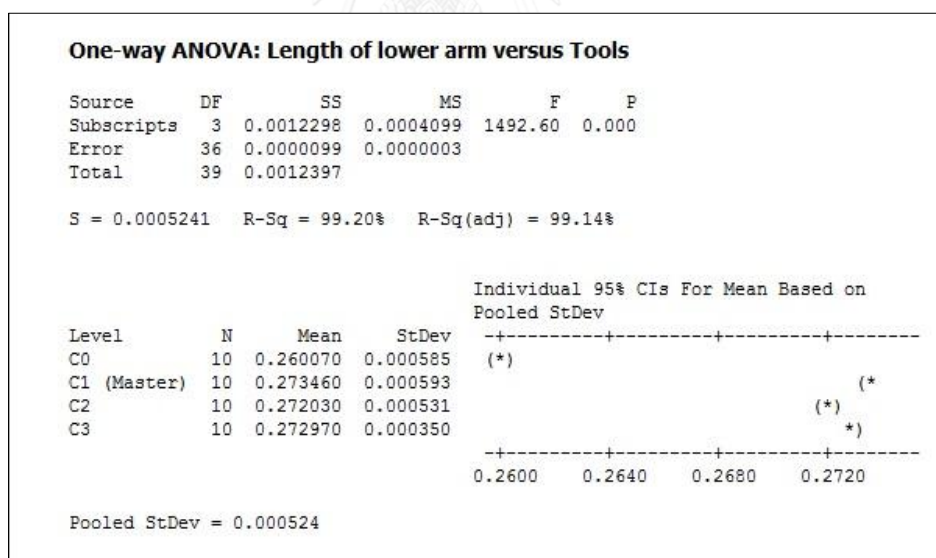
$H_0$  : ค่าความยาวเฉลี่ยของสัดส่วนหุ่นจำลองของทั้ง 4 เครื่องมือ ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

$H_1$  : มีอย่างน้อย 2 เครื่องมือวัดที่ให้ค่าความยาวเฉลี่ยของสัดส่วนหุ่นจำลองต่างกัน

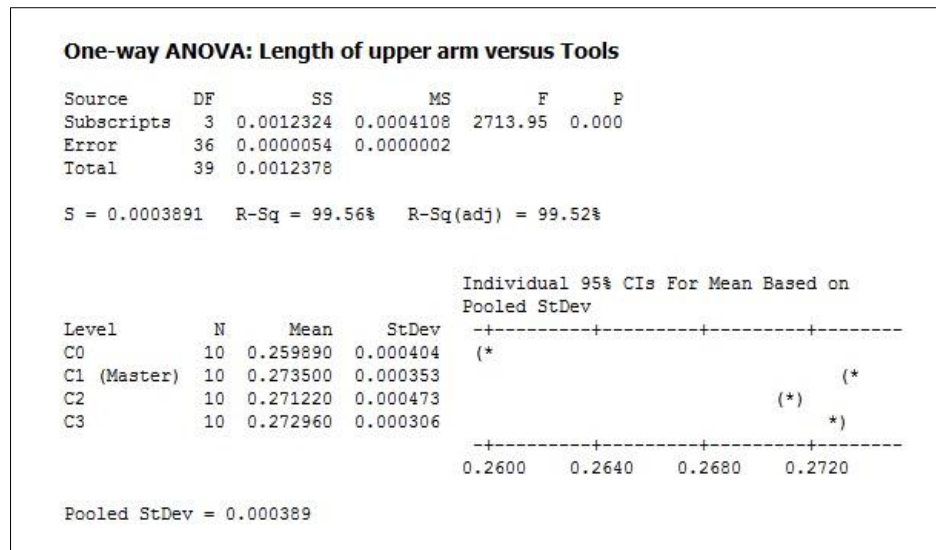
ถ้า  $P\text{-Value} \leq 0.05$  จะปฏิเสธ  $H_0$  (Reject Null Hypothesis) ซึ่งในที่นี้หมายความว่ามีความถึงมีอย่างน้อย 2 เครื่องมือวัดที่ให้ค่าความยาวเฉลี่ยของสัดส่วนหุ่นจำลองต่างกัน

หาก  $P\text{-value} > 0.05$  จะไม่ปฏิเสธ  $H_0$  หรือเรียกว่า “ยอมรับ  $H_0$ ” (Not Reject Null Hypothesis) ซึ่งในที่นี้หมายความว่าความยาวเฉลี่ยของสัดส่วนหุ่นจำลองของทั้ง 4 เครื่องมือ ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

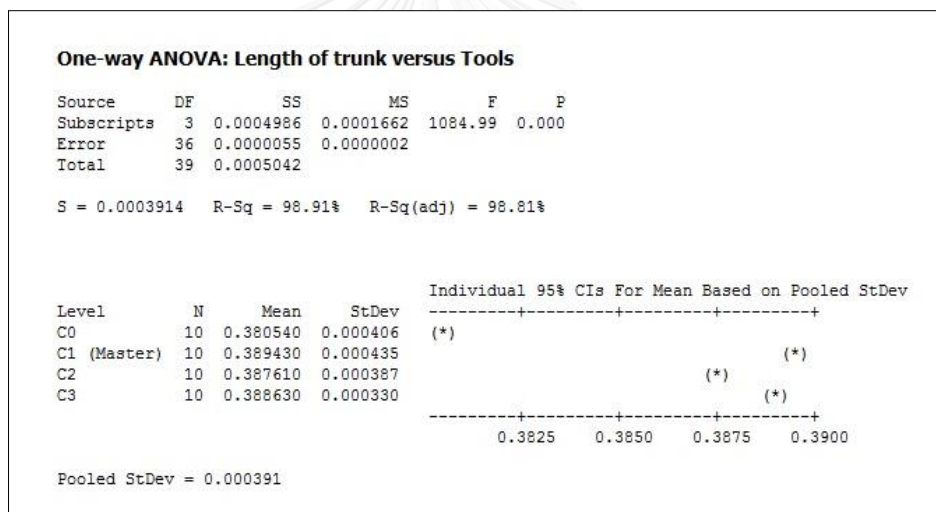
ผลการทดสอบความแตกต่างของขนาดความยาวเฉลี่ยแขนล่าง แขนบน และลำตัวของหุ่นจำลองกับชนิดของเครื่องมือวัด วิเคราะห์ด้วยวิธี ANOVA ด้วยโปรแกรม Minitab แสดงดังรูปที่ 4.19



ขนาดความยาวเฉลี่ยแขนล่าง ของหุ่นจำลอง (ก)



ขนาดความยาวเฉลี่ยแขนบน ของหุ่นจำลอง (ข)



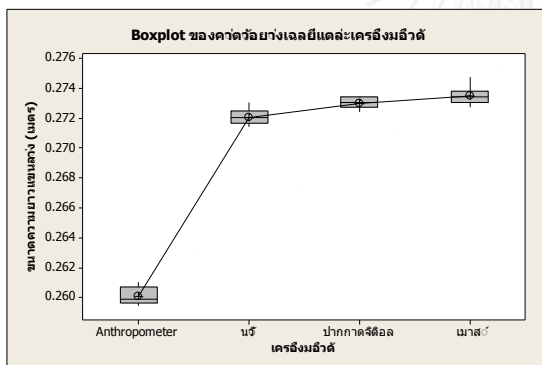
ขนาดความยาวเฉลี่ยลำตัว ของหุ่นจำลอง (ค)

รูปที่ 4.19 ผลการทดสอบ One-way ANOVA ระหว่างความยาวเฉลี่ยแขนล่าง  
แขนบน และลำตัวกับเครื่องมือวัด

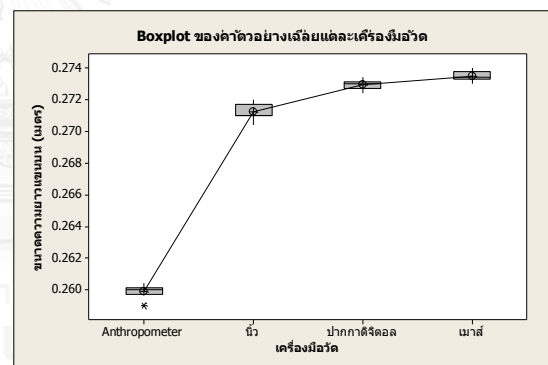
จากรูปที่ 4.19 แสดงผล One-Way ANOVA ด้วยโปรแกรม Minitab พบว่าค่า P-Value ในการตรวจสอบความแตกต่างของขนาดความยาวเฉลี่ยแขนล่าง (ก) แขนบน (ข) และลำตัว (ค) ของหุ่นจำลองกับชนิดของเครื่องมือวัดนั้นได้ค่าน้อยกว่า 0.05 จึงปฏิเสธ  $H_0$  นั่นคือ มีอย่างน้อย 2 เครื่องมือวัดที่ให้ค่าความยาวเฉลี่ยของสัดส่วนหุ่นจำลองต่างกัน ที่ระดับนัยสำคัญ .05 เมื่อพิจารณาที่ Confidence Interval พบว่าข้อมูลที่วัดได้จากเครื่องมือวัด Anthropometer (C0) ซึ่งเป็นวิธีวัด

โดยตรงนั้นไม่เกาะกลุ่มอยู่ในช่วงเดียวกันกับข้อมูลที่ได้จากอีก 3 เครื่องมือวัดซึ่งเป็นวิธีวัดโดยใช้ภาพถ่าย ที่เป็นเช่นนี้อาจมีสาเหตุจากหน่วยของการวัด เพราะการวัดสัดส่วนของหุ่นจำลองด้วยการวัดขนาดด้วยภาพถ่ายนั้นสามารถวัดได้ในหน่วยเมตร แต่การวัดด้วย Anthropometer นั้นมีสเกลวัดคือหน่วยเซนติเมตรและอ่านค่าได้ทศนิยม 2 ตำแหน่ง ก่อนนำข้อมูลไปวิเคราะห์จำเป็นต้องเปลี่ยนหน่วยให้ตรงกันซึ่งได้เลือกใช้หน่วยเมตรที่มีทศนิยม 4 ตำแหน่ง ดังนั้นค่าที่ได้จาก Anthropometer จึงต่างจากค่าที่วัดด้วยวิธีวัดโดยใช้ภาพถ่ายคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่ 5 เปอร์เซ็นต์

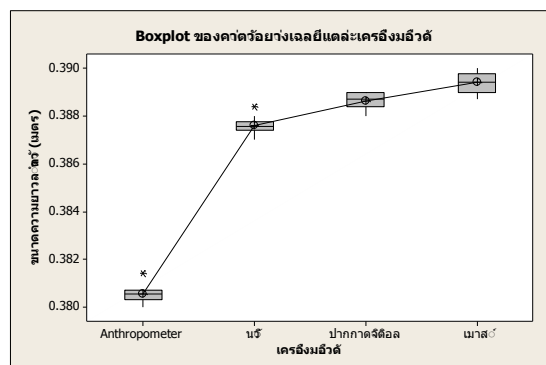
เมื่อพิจารณากราฟ Boxplot จากรูปที่ 4.20 พบว่าขนาดความยาวเฉลี่ยแขนล่าง แขนบน และลำตัวจากเครื่องมือวัด Anthropometer มีค่าเฉลี่ยที่ต่ำกว่าการวัดด้วยโปรแกรมการวัดขนาดที่ซีพิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และการวัดขนาดที่ซีพิกัดด้วยนิ้วและปากกาติจิตอลบนแท็บเล็ต ซึ่งการวัดด้วยโปรแกรมบนเครื่องคอมพิวเตอร์และบนแท็บเล็ตที่ให้ค่าความยาวเฉลี่ยที่ใกล้เคียงกันมากกว่า และเป็นวิธีการวัดขนาดด้วยภาพถ่ายเช่นเดียวกัน ดังนั้นงานวิจัยนี้ จึงเลือกเครื่องมือวัดด้วยโปรแกรมการวัดขนาดที่ซีพิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และการวัดขนาดด้วยโปรแกรมที่ซีพิกัดด้วยนิ้วและปากกาติจิตอลบนแท็บเล็ต ร่วมทดลองในตอนต่อไป



ความยาวแขนล่าง (ก)



ความยาวแขนบน (ข)



ความยาวลำตัว (ค)

รูปที่ 4.20 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความแตกต่างของขนาดความยาวจากแต่ละเครื่องมือวัด

#### 4.3 การวิเคราะห์ผลการทดสอบใช้งานโปรแกรม โดยการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่เกิดขึ้นต่อร่างกายผู้ถูกทดลอง เมื่อความสว่างและระยะห่างของแท็บเล็ตกับผู้ถูกทดลองเปลี่ยนไป

##### 4.3.1 ผลการทดลอง

เพื่อเปรียบเทียบความสามารถในการคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ของแต่ละเครื่องมือ เมื่อกำหนดปัจจัยการทดสอบ คือ 1. ระยะห่างของแท็บเล็ตในการบันทึกภาพเคลื่อนไหวที่ 2, 4 และ 6 เมตร 2. ความสว่างในห้องทดลองที่ 50 และ 250 ลักซ์ โดยให้ผู้ถูกทดลองเพศหญิงยกกล่องน้ำหนักขนาด 5 กิโลกรัม ด้วยท่ายกแบบ Stoop ที่มีลักษณะการวางเท้าขนานกัน เข่าตึงและหลังงอ ดังรูปที่ 4.21 พร้อมกับบันทึกภาพเคลื่อนไหวตั้งแต่ผู้ถูกทดลองก้มหลังลงยกกล่องจากพื้นจนกล่องลอยขึ้นสูงในท่าผู้ถูกทดลองหลังเหยียดตรง



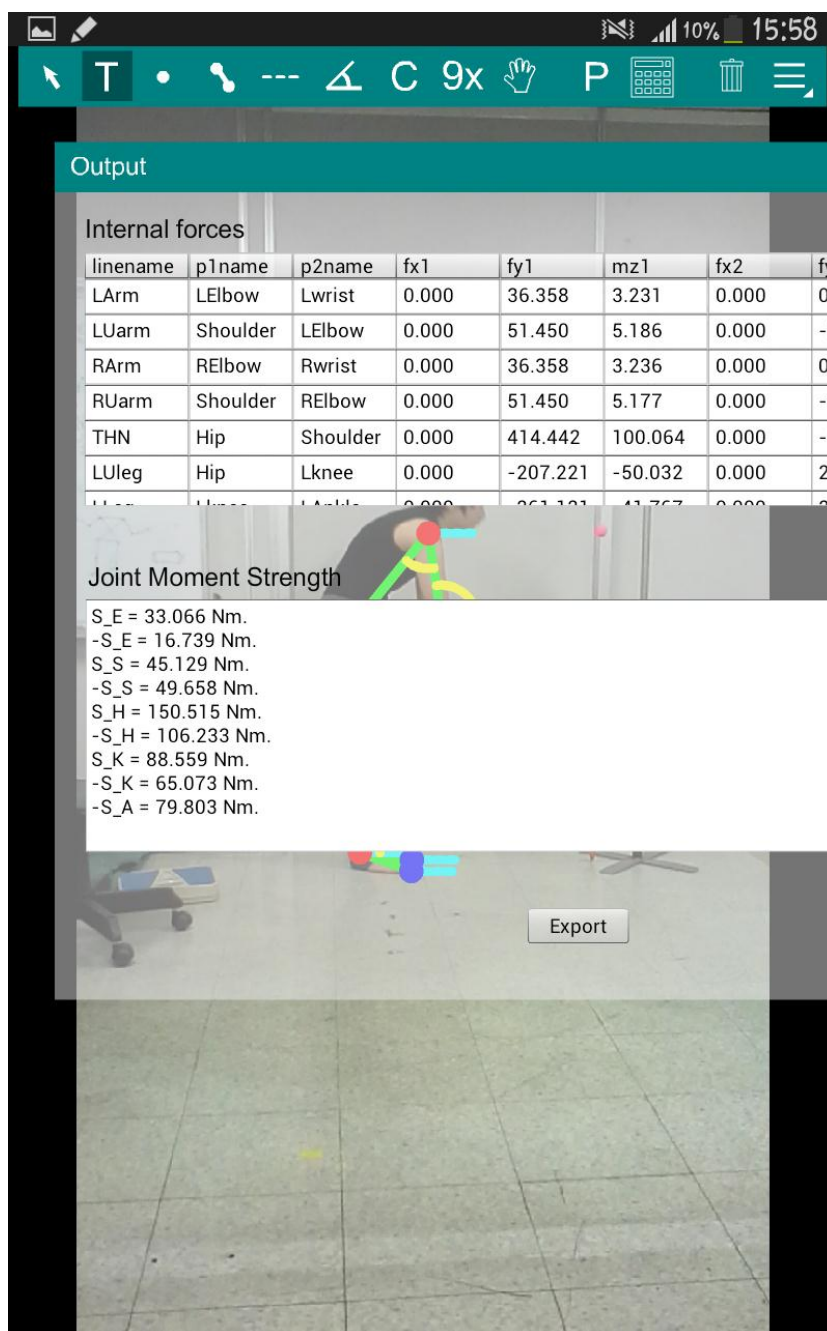
รูปที่ 4.21 ลักษณะการยกกล่องน้ำหนักขนาด 5 กิโลกรัม ด้วยท่ายกแบบ Stoop

การคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่เกิดขึ้นต่อร่างกายของผู้ถูกทดลองนั้น พิจารณาภาพนิ่งที่ได้จากการแปลงภาพเคลื่อนไหวเมื่อกล่องน้ำหนักอยู่สูงจากพื้น 80 เซนติเมตร (จุดที่ 3 ของระดับอ้างอิง) โดยวิธีซึ่พิกัดด้วยเมาส์บนคอมพิวเตอร์ ทำการคำนวณแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่ข้อต่อทั้ง 5 ตามหลักการชีวกลศาสตร์ ในสภาวะสถิต ดังตัวอย่างการคำนวณหัวข้อ 2.7 ในบทที่ 2 งานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Paint ซึ่งเป็นโปรแกรมแปลงภาพเป็นตัวเลขเพื่ออ่านพิกัด (x, y) ของตำแหน่งข้อต่อกระดูก แล้วนำพิกัดที่ได้ไปใส่ข้อมูลในโปรแกรม Excel ที่ได้สร้างเป็นแบบฟอร์มการคำนวณไว้ โดยใช้ภาพนิ่งจากการบันทึกด้วยกล้องดิจิทัล DSLR 550D ดังรูปที่ 4.22 และตรวจสอบการคำนวณด้วยแรงที่ตำแหน่งเท้าเทียบกับค่าที่อ่านได้จากเครื่องชั่งน้ำหนักที่เก็บข้อมูลไว้ก่อนทำการบันทึกภาพเคลื่อนไหว





ส่วนวิธีซึ่พิกัดด้วยนิ้วและปากกาดีจิจิตอลนั้น คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพธ์ที่ข้อต่อทั้ง 5 ด้วยโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ได้สร้างไว้ใช้งานบนแท็บเล็ต โดยใช้ภาพนิ่งที่ได้จากการ Capture ภาพหน้าจอ ของภาพเคลื่อนไหวที่บันทึกด้วยกล้องบนแท็บเล็ต ดังแสดงในรูปที่ 4.23 ซึ่งค่าโมเมนต์ที่คำนวณได้ที่ตำแหน่ง ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า จากเครื่องมือวัดทั้ง 3 วิธีแสดงดังตารางที่ 4.2



รูปที่ 4.23 ผลการคำนวณแรงและโมเมนต์ลัพธ์ของโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ซึ่พิกัดด้วยนิ้วและปากกาดีจิจิตอลบนแท็บเล็ต

ตารางที่ 4.2 ผลของการคำนวณโมเมนต์ลัพท์ ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูก

เครื่องมือ	ความ สว่าง	ระยะห่าง	ครั้งที่	ขนาดโมเมนต์ (นิวตันเมตร)				
				ข้อศอก	หัวไหล่	สะโพก	หัวเข่า	ข้อเท้า
C1	50	2	1	2.735	3.519	74.597	32.091	31.086
C2	50	2	1	2.885	3.989	82.324	35.468	34.903
C3	50	2	1	2.885	3.950	87.367	35.342	34.650
C1	50	2	2	2.027	3.598	69.275	30.288	31.295
C2	50	2	2	2.358	4.382	73.099	33.042	34.430
C3	50	2	2	2.408	4.369	72.939	32.725	35.265
C1	50	2	3	2.027	3.441	75.733	35.257	37.271
C2	50	2	3	2.306	4.095	79.877	37.175	39.939
C3	50	2	3	2.306	4.095	79.877	39.939	39.837
C1	50	4	1	2.861	4.746	77.216	32.519	32.619
C2	50	4	1	2.990	4.837	74.426	31.076	32.376
C3	50	4	1	2.951	4.800	74.352	31.094	32.576
C1	50	4	2	2.981	5.965	71.753	30.657	31.664
C2	50	4	2	2.680	5.447	73.669	33.315	33.963
C3	50	4	2	2.649	5.382	73.827	33.273	34.250
C1	50	4	3	3.100	5.770	63.462	28.251	27.244
C2	50	4	3	3.015	5.742	63.368	31.684	28.586
C3	50	4	3	3.071	5.781	63.892	28.184	28.184
C1	50	6	1	3.092	4.346	81.880	33.130	30.115
C2	50	6	1	3.136	4.310	81.678	32.555	29.932
C3	50	6	1	2.995	4.084	81.622	33.228	30.531
C1	50	6	2	2.616	4.027	76.738	34.030	35.035
C2	50	6	2	2.346	3.811	76.873	34.082	33.391
C3	50	6	2	2.685	4.124	77.779	33.198	33.129
C1	50	6	3	2.973	5.324	80.458	35.022	32.008
C2	50	6	3	2.768	5.189	77.877	33.635	30.393
C3	50	6	3	2.940	5.271	79.941	33.935	30.544

ตารางที่ 4.2 ผลของการคำนวณโมเมนต์ลัพท์ ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูก (ต่อ)

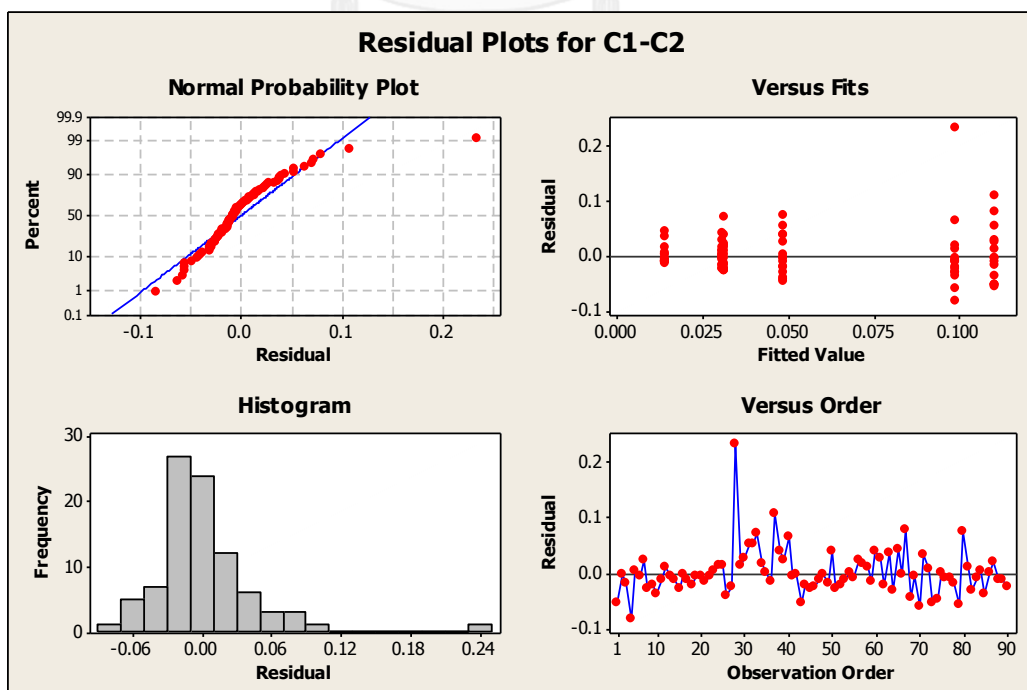
เครื่องมือ	ความสว่าง	ระยะห่าง	ครั้งที่	ขนาดโมเมนต์ (นิวตันเมตร)				
				ข้อศอก	หัวไหล่	สะโพก	หัวเข่า	ข้อเท้า
C1	250	2	1	3.577	3.891	93.565	38.953	31.902
C2	250	2	1	3.636	4.134	102.495	42.523	42.523
C3	250	2	1	3.646	4.085	102.894	42.363	35.222
C1	250	2	2	2.379	4.102	80.267	34.059	31.044
C2	250	2	2	2.658	4.772	86.256	36.685	34.465
C3	250	2	2	2.651	4.752	86.068	37.106	34.526
C1	250	2	3	2.854	4.892	98.735	42.425	37.401
C2	250	2	3	3.047	5.071	107.522	45.289	40.629
C3	250	2	3	3.043	5.056	108.046	45.730	40.169
C1	250	4	1	3.100	5.142	100.582	41.592	34.540
C2	250	4	1	3.158	5.136	100.290	42.287	35.499
C3	250	4	1	3.169	5.235	100.628	41.642	34.995
C1	250	4	2	2.623	5.293	97.499	43.530	39.500
C2	250	4	2	2.581	5.250	97.667	43.394	39.492
C3	250	4	2	2.501	5.229	98.499	43.222	39.449
C1	250	4	3	3.338	5.380	103.316	45.568	39.525
C2	250	4	3	3.143	5.129	103.855	45.776	39.597
C3	250	4	3	3.145	5.136	103.980	45.683	39.558
C1	250	6	1	2.498	4.535	92.392	43.592	39.573
C2	250	6	1	2.437	4.355	93.169	41.632	37.280
C3	250	6	1	2.439	4.327	92.612	42.304	37.740
C1	250	6	2	2.973	5.324	81.584	34.717	32.708
C2	250	6	2	2.930	5.468	79.358	33.613	30.344
C3	250	6	2	2.862	5.142	81.871	34.712	31.179
C1	250	6	3	2.623	5.136	88.155	41.467	42.475
C2	250	6	3	2.699	4.943	89.323	42.860	42.165
C3	250	6	3	2.668	5.177	89.299	42.134	41.163

จากตารางที่ 4.2 ค่าโมเมนต์ลัพท์ที่แสดงในตารางมีหน่วยเป็นนิวตันเมตร (N.m.) และพบว่าจากการวัดทั้ง 3 วิธี ค่าโมเมนต์ที่ตำแหน่งสะโพกจะมีค่ามากที่สุด และที่ตำแหน่งข้อศอกมีค่าโมเมนต์น้อยที่สุด จากนั้นนำค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้ในแต่ละตำแหน่งข้อต่อกระดูกไปคำนวณหาค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ (Relative Error) จากการชี้พิกัดด้วยนิ้วและปากกาติจิตอลบนแท็บเล็ตเทียบกับการชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปวิเคราะห์หาปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อค่าโมเมนต์ลัพท์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และนำค่าโมเมนต์ลัพท์ไปทดสอบความแม่นยำของระบบการวัดต่อไป

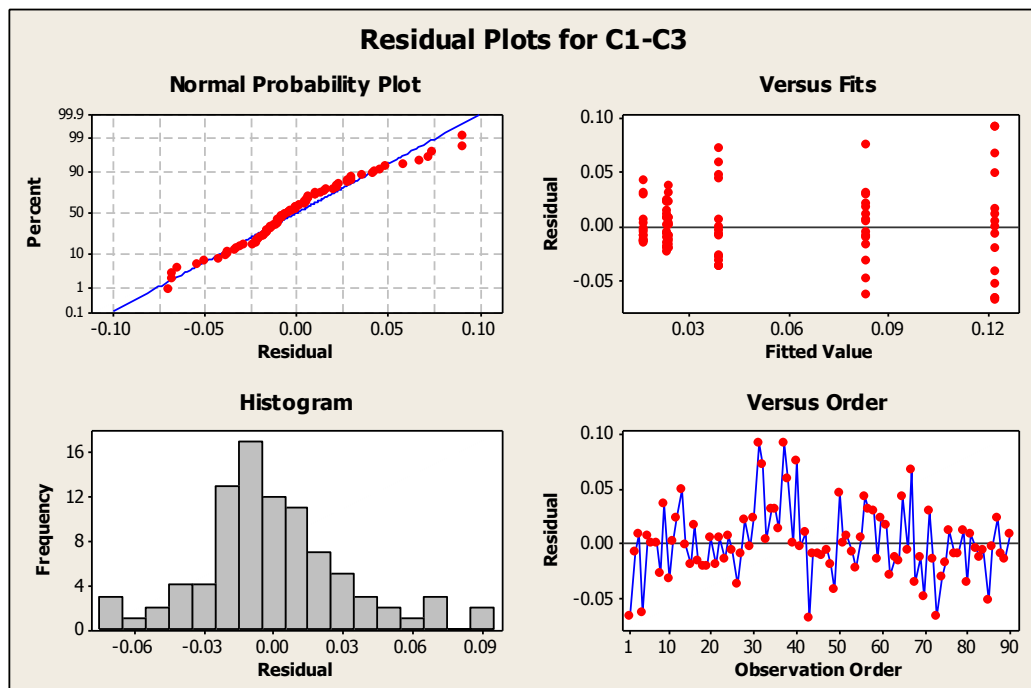
#### 4.3.2 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

เริ่มต้นด้วยการตรวจสอบความถูกต้องของค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ ว่ามีความถูกต้องและน่าเชื่อถือของข้อมูล โดยทำการตรวจสอบเงื่อนไขเกี่ยวกับตัวแปรตาม 3 ข้อ ได้แก่ การทดสอบสมมติฐานของตัวแปรตามต้องมีการแจกแจงแบบปกติ, ความเป็นอิสระของตัวแปรตาม และค่าแปรปรวนของตัวแปรตามแยกตามกลุ่มของตัวแปรอิสระไม่แตกต่างกัน หลังจากนั้นจึงนำผลการทดลองมาวิเคราะห์หาปัจจัยที่มีนัยสำคัญต่อค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูกทั้ง 5 ของร่างกายผู้ถูกทดสอบ

1. การตรวจสอบเงื่อนไขเกี่ยวกับตัวแปรตาม ด้วยโปรแกรม Minitab แสดงดังรูปที่ 4.24



ระหว่างวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์-วิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C1-C2) (ก)



ระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยปากกาดีจิตอล (C1-C3) (ข)  
รูปที่ 4.24 Residual Plot ของค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์

พิจารณาจากแผนภาพความน่าจะเป็นแบบปกติ (Normal Probability Plot) ที่ระดับนัยสำคัญ .05 ดังรูปที่ 4.24 พบว่าข้อมูลการทดสอบการกระจายตัวของค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยนิ้ว (C1-C2) (ก) และค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยปากกาดีจิตอล (C1-C3) (ข) มีการกระจายตัวของข้อมูลตามแนวเส้นตรง จึงสรุปได้ว่าข้อมูลมีการแจกแจงแบบปกติ

จากแผนภาพการกระจายตัวที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าส่วนตกค้าง (Residual) กับลำดับแรกของการเก็บข้อมูล (Observation Order) พบว่าการกระจายตัวของส่วนตกค้างมีรูปแบบที่เป็นอิสระต่อกัน คือมีรูปแบบที่ไม่แน่นอนหรือมีลักษณะเป็นแนวโน้ม ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยนิ้ว (C1-C2) (ก) และระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยปากกาดีจิตอล (C1-C3) (ข) มีความเป็นอิสระต่อกัน

จากแผนภาพการกระจายตัวที่แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าส่วนตกค้าง (Residual) กับค่าที่ถูกฟิต (Fitted Value) พบว่าการกระจายไม่มีลักษณะของข้อมูลเป็นแนวโน้ม หรือเป็นรูปแบบกรวยปากเปิด ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยนิ้ว (C1-C2) (ก) และระหว่างวิธีซี่พิกัดด้วยเมาส์-วิธีซี่พิกัดด้วยปากกาดีจิตอล (C1-C3) (ข)

ข้อมูลมีความเป็นเสถียรภาพของค่าความแปรปรวน ดังนั้นจึงนำค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ไปทดสอบหาปัจจัยที่มีนัยสำคัญต่อค่าโมเมนต์สัมพัทธ์ต่อไป

2. การวิเคราะห์ผลของปัจจัยที่มีต่อโมเมนต์สัมพัทธ์ของร่างกาย สำหรับการใช้งานโปรแกรมซีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ต

จากการตรวจสอบสมมติฐานข้างต้น นำมาสู่การวิเคราะห์ผลการทดลอง เพื่อทดสอบผลของปัจจัยนำเข้า และอันตรกิริยาระหว่างคู่ปัจจัยที่มีผลต่อค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ระหว่างวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์-วิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C1-C2) (ก) และระหว่างวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์-วิธีชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิตอล (C1-C3) (ข) ด้วยการวิเคราะห์ทางสถิติ โดยใช้โปรแกรม Minitab พิจารณาที่ระดับนัยสำคัญ .05 ผลการทดสอบจากโปรแกรมได้สรุปค่า P-Value ของปัจจัยหลัก และปัจจัยที่มีอิทธิพลร่วม ดังรูปที่ 4.25

General Linear Model: C1-C2 versus Brightness, Distance						
Factor	Type	Levels	Values			
Brightness	fixed	2	50 Lux, 250 Lux			
Distance	fixed	3	2 m, 4 m, 6 m			
Analysis of Variance for C1-C2, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Brightness	1	0.005259	0.005259	0.005259	2.91	0.092
Distance	2	0.107898	0.107898	0.053949	29.85	0.000
Brightness*Distance	2	0.004568	0.004568	0.002284	1.26	0.288
Error	84	0.151818	0.151818	0.001807		
Total	89	0.269544				
S = 0.0425131 R-Sq = 43.68% R-Sq(adj) = 40.32%						

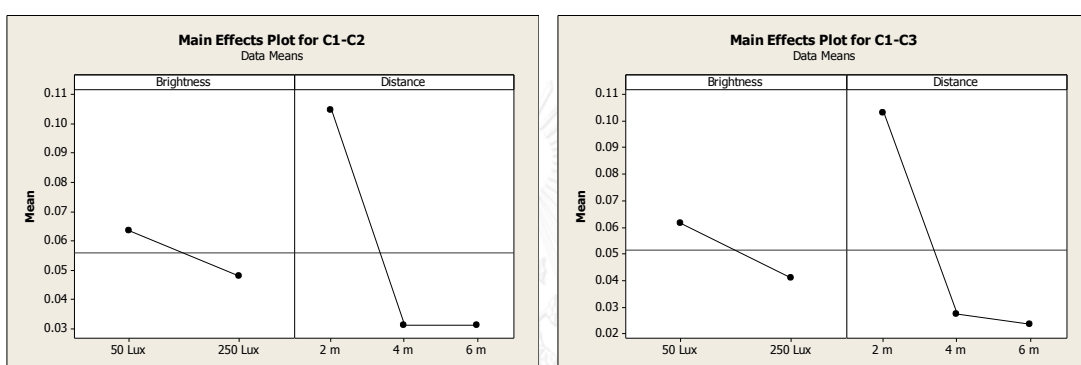
ระหว่างวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์-วิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C1-C2) (ก)

General Linear Model: C1-C3 versus Brightness, Distance						
Factor	Type	Levels	Values			
Brightness	fixed	2	50 Lux, 250 Lux			
Distance	fixed	3	2 m, 4 m, 6 m			
Analysis of Variance for C1-C3, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Brightness	1	0.009548	0.009548	0.009548	8.66	0.004
Distance	2	0.119730	0.119730	0.059865	54.29	0.000
Brightness*Distance	2	0.005713	0.005713	0.002856	2.59	0.081
Error	84	0.092619	0.092619	0.001103		
Total	89	0.227610				
S = 0.0332055 R-Sq = 59.31% R-Sq(adj) = 56.89%						

ระหว่างวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์-วิธีชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิตอล (C1-C3) (ข)

รูปที่ 4.25 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์

จากรูปที่ 4.25 พบว่าความสว่าง และระยะห่างเป็นปัจจัยหลัก (Main Effect) ที่มีอิทธิพลต่อค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ กล่าวคือมีค่า P-Value น้อยกว่า 0.05 และจากรูปที่ 4.26 ความสว่าง และระยะห่าง ส่งผลกระทบบกับค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์คล้ายกัน นั่นคือเส้นที่เชื่อมระหว่างค่าเฉลี่ยของผลลัพธ์ที่ความสว่าง 50 ลักซ์ และ 250 ลักซ์ มีความชันคล้ายกับความชันของเส้นที่เชื่อมระหว่างค่าเฉลี่ยของผลลัพธ์ที่ระยะห่าง 2 4 และ 6 เมตร นอกจากนี้กราฟยังแสดงให้เห็นว่าที่ความสว่าง 250 ลักซ์ ให้ค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์น้อยกว่าที่ความสว่าง 50 ลักซ์ และที่ระยะห่าง 6 เมตร ให้ค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์น้อยกว่าที่ระยะห่าง 2 และ 4 เมตร



รูปที่ 4.26 กราฟอิทธิพลจากความสว่างและระยะห่าง  
ต่อค่าเฉลี่ยคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์ (Main Effects Plot)

3. การเลือกสภาวะการณสำหรับการใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์เพื่อคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์

เนื่องจากงานวิจัยนี้ต้องการหาสภาวะการณในการนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ไปใช้งานด้วยการชี้พิกัดด้วยนิ้วและปากกาดิจิตอลบนแท็บเล็ตที่ค่าโมเมนต์ลัพท์มีค่าตรงกันหรือใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยทำการทดสอบความแตกต่างระหว่างค่ากลางของสองประชากรที่มีการกระจายแบบปกติแต่ไม่อิสระต่อกัน (Test Concerning a Difference Between Two Means of Two Normal Population : Paired Data ) หรือ Paired T-Test ระหว่างวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์กับการชี้พิกัดด้วยนิ้วบนแท็บเล็ต (C1-C2) และ วิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์กับการชี้พิกัดด้วยปากกาดิจิตอลบนแท็บเล็ต (C1-C3) โดยใช้โปรแกรม Minitab พิจารณาที่ระดับนัยสำคัญ .05 และสมมติฐานที่ใช้ในการทดสอบมีดังนี้



$H_0$  : ค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชั่งพิกัดด้วยนิ้ว (C2) และปากกาติจิตอล (C3) บนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีชั่งพิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์

$H_1$  : ค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชั่งพิกัดด้วยนิ้ว (C2) และปากกาติจิตอล (C3) บนแท็บเล็ตแตกต่างกับวิธีชั่งพิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์

ร่วมกับการพิจารณาค่าไบอัส (ความเอนเอียง) ของระบบการวัด เพื่อใช้ในการเลือกสภาวะการณืใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ให้ผลของโมเมนต์แตกต่างกันน้อยที่สุด ซึ่งสรุปผลที่วิเคราะห์ได้ ดังตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 สรุปผลการทดลองสำหรับการเลือกสภาวะการณืใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์

สภาวะ	การชั่งพิกัด	P-Value	Paired T-Tset	เปอร์เซ็นต์ไบอัส
50 ลักซ์ 2 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.001	ปฏิเสธ $H_0$	20.37
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.003	ปฏิเสธ $H_0$	21.44
50 ลักซ์ 4 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.331	ยอมรับ $H_0$	3.63
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.544	ยอมรับ $H_0$	2.69
50 ลักซ์ 6 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.014	ปฏิเสธ $H_0$	3.73
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.120	ยอมรับ $H_0$	2.10
250 ลักซ์ 2 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.002	ปฏิเสธ $H_0$	7.00
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.002	ปฏิเสธ $H_0$	5.88
250 ลักซ์ 4 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.232	ยอมรับ $H_0$	2.15
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.277	ยอมรับ $H_0$	1.82
250 ลักซ์ 6 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.157	ยอมรับ $H_0$	1.16
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.227	ยอมรับ $H_0$	1.52

จากตารางที่ 4.3 พบว่าที่ระดับนัยสำคัญ .05 ของสภาวะความสว่าง 50 ลักซ์ ระยะห่าง 2 เมตร และความสว่าง 250 ลักซ์ ระยะห่าง 2 เมตร นั้นมีค่า P-Value น้อยกว่า 0.05 จึงปฏิเสธสมมติฐานหลัก ( $H_0$ ) นั่นคือค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชั่งพิกัดด้วยนิ้ว (C2) และปากกาติจิตอล (C3) บนแท็บเล็ตแตกต่างกับวิธีชั่งพิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และเปอร์เซ็นต์ไบอัสมีค่า

มากกว่า 10 เปอร์เซ็นต์ จากตารางที่ 4.4 สรุปได้ว่าระบบการวัดด้วยวิธีใช้นิ้วและปากกาดีจิจิตอลไม่มี ความแม่นยำของค่าที่วัด จึงไม่สามารถยอมรับระบบการวัดได้ ต้องค้นหาสาเหตุแล้วทำการแก้ไข ซึ่ง สาเหตุที่ทำให้ เปอร์เซ็นต์ไบอัสมากกว่า 10 เปอร์เซ็นต์นั้น มาจากระยะการวางกล้องของทั้ง 2 ชนิดที่ ต้องเยื้องเส้นกึ่งกลาง (Center) จากผู้ถูกทดลองเป็นระยะ 15 เซนติเมตร จึงมีผลกับระยะอ้างอิงที่ใช้ วิธีชี้พิกัดด้วยนิ้วและปากกาดีจิจิตอลบนแท็บเล็ตเมื่อเทียบกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ จะอยู่ห่างมากกว่า ส่งผลให้ค่าโมเมนต์ที่ได้คลาดเคลื่อนไป แต่ด้วยงานวิจัยนี้ไม่สามารถหลีกเลี่ยง ข้อจำกัดนี้ได้ เพราะหากวางในเส้นกึ่งกลางตัวกล้องแท็บเล็ตจะบังตำแหน่งมาร์คเกอร์บนตัวผู้ถูก ทดลองจากกล้อง DSLR 550D

ตารางที่ 4.4 เกณฑ์การตัดสินใจเพื่อยอมรับ อ้างจาก Automotive Industry Action Group (AIAG), 2002

ค่าเปอร์เซ็นต์ไบอัส	ความหมายในการยอมรับ
เปอร์เซ็นต์ไบอัส $\leq 5\%$	ยอมรับได้โดยไม่ต้องทำการแก้ไขระบบการวัด
$5\% < \text{เปอร์เซ็นต์ไบอัส} < 10\%$	อาจยอมรับได้ โดยต้องพิจารณาความเหมาะสมของปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับกรวัด
เปอร์เซ็นต์ไบอัส $\geq 10\%$	ไม่สามารถยอมรับระบบการวัดได้ ต้องค้นหาสาเหตุแล้วทำการแก้ไข

ที่สภาวะความสว่าง 50 ลักซ์ ระยะห่าง 4 เมตร และ ความสว่าง 250 ลักซ์ ระยะห่าง 4 เมตร นั้นมีค่า P-Value มากกว่า 0.05 จึงยอมรับสมมติฐานหลัก ( $H_0$ ) นั่นคือค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จาก วิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C2) และปากกาดีจิจิตอล (C3) บนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์ (C1) บน เครื่องคอมพิวเตอร์ และเปอร์เซ็นต์ไบอัสมีค่าน้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ นั่นคือระบบการวัดด้วยวิธีใช้นิ้ว และปากกาดีจิจิตอลมีความแม่นยำของค่าที่วัดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ โดยไม่ต้องแก้ไขระบบการวัด

ที่สภาวะความสว่าง 50 ลักซ์ ระยะห่าง 6 เมตร ค่าโมเมนต์ลัพท์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C2) บนแท็บเล็ตแตกต่างกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ ด้วยค่า P-Value น้อย กว่า 0.05 จึงปฏิเสธสมมติฐานหลัก ( $H_0$ ) แต่ค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชี้พิกัดด้วยปากกาดีจิจิตอล (C3) บนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ ด้วยค่า P-Value

มากกว่า 0.05 และเปอร์เซ็นต์ไบอัสมีค่าน้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ นั่นคือระบบการวัดด้วยวิธีใช้ปากกา  
ดิจิตอลมีความแม่นยำของค่าที่วัดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ โดยไม่ต้องแก้ไขระบบการวัด

ที่สภาวะความสว่าง 250 ลักซ์ ระยะห่าง 6 เมตร นั้นมีค่า P-Value มากกว่า 0.05 จึง  
ยอมรับสมมติฐานหลัก ( $H_0$ ) นั่นคือค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C2) และปากกาดิจิตอล  
(C3) บนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์ (C3) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และเปอร์เซ็นต์ไบอัสมี  
ค่าน้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ นั่นคือระบบการวัดด้วยวิธีใช้นิ้วและปากกาดิจิตอลมีความแม่นยำของค่าที่วัด  
อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ โดยไม่ต้องแก้ไขระบบการวัด

สรุปได้ว่าที่ระยะห่างมากกว่า 2 เมตรขึ้นไปกับความสว่างที่มีค่ามากกว่า 50 ลักซ์ นั้น  
โปรแกรมชีวกลศาสตร์ยังให้ค่าผลต่างของโมเมนต์ลัพท์ที่ยอมรับได้ ดังนั้น สภาวะการณ์ที่แนะนำ  
สำหรับการนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ไปใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ด้วยวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว  
และปากกาดิจิตอลบนแท็บเล็ตที่ให้ค่าเปอร์เซ็นต์ไบอัสที่ต่ำที่สุด คือ สภาวะความสว่าง 250 ลักซ์  
และระยะห่าง 6 เมตร

#### 4.4 การวิเคราะห์ผลการใช้งานโปรแกรมจากผู้ใช้งาน 5 คน

##### 4.4.1 ผลการทดลอง

งานวิจัยนี้ได้เลือกสภาวะความสว่าง 250 ลักซ์ และระยะห่าง 6 เมตร ในการนำโปรแกรมชีว  
กลศาสตร์ไปใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ สำหรับการทดสอบการใช้งานโปรแกรมของผู้  
ทดลองใช้งานทั้ง 5 คน ด้วยวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้วและปากกาดิจิตอลบนแท็บเล็ต โดยทำการทดลองซ้ำ 5  
ครั้ง ซึ่งได้ผลการคำนวณโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อ ทั้ง 5 ซึ่งพบว่าผลของค่าโมเมนต์ลัพท์ของการ  
ทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีใช้นิ้วและใช้ปากกาดิจิตอลจากผู้ใช้งาน 5 คน มีค่าใกล้เคียงกันมาก ซึ่ง  
แตกต่างกันไม่ถึง 1 นิวตันเมตร ดังตารางที่ 4.5 และในการทดลองพบว่าเวลาที่ใช้ตั้งแต่เริ่มนำภาพเข้า  
โปรแกรมจนถึงโปรแกรมแสดงผลลัพท์ ในครั้งแรกใช้เวลาประมาณ 20 นาที เพราะต้องใช้เวลาในการ  
ระบุข้อต่อและชื่ออย่างค ส่วนอีก 4 ครั้ง ใช้เพียงการเลื่อนจุดข้อต่อประมาณ 5-10 นาทีเท่านั้น  
และวิธีใช้ปากกาดิจิตอลใช้เวลาน้อยกว่าวิธีใช้นิ้ว แล้วนำค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูกทั้ง 5  
ไปวิเคราะห์ระบบการวัด Gage R&R (Gage Repeatability & Reproducibility) ด้วยวิธีการ  
วิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) โดยใช้โปรแกรม Minitab

ตารางที่ 4.5 ขนาดโมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูก จากผู้ทดลองใช้งานโปรแกรม

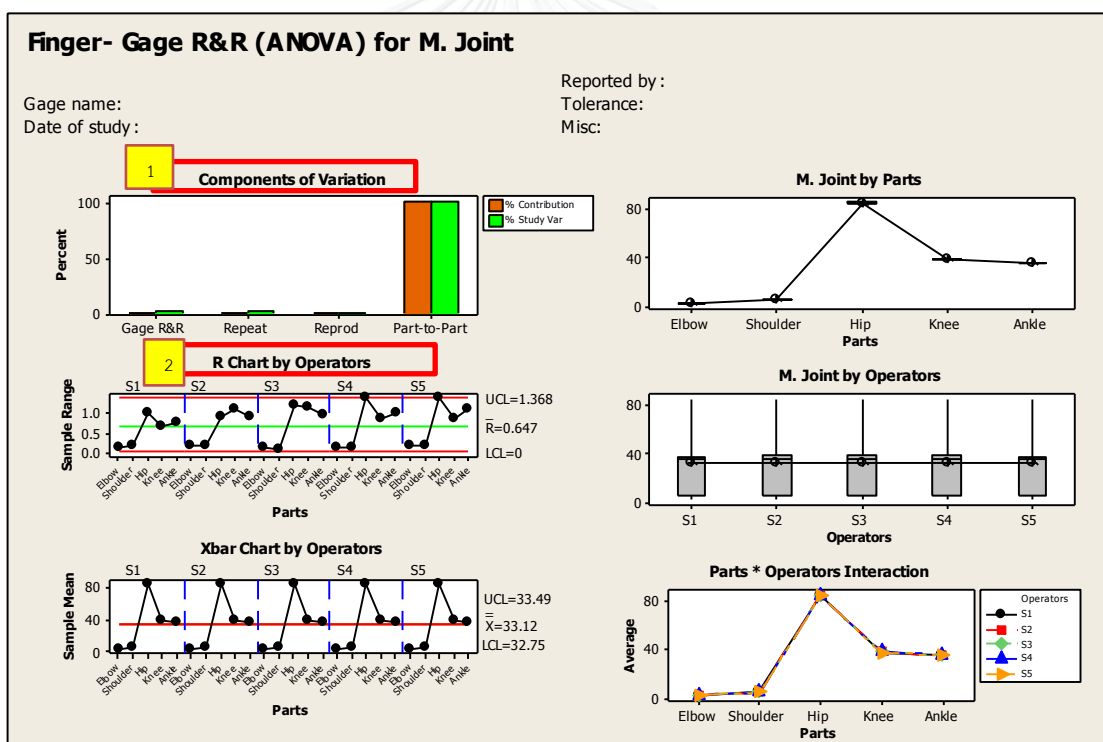
เครื่องมือ	ผู้ทดลอง	ครั้งที่	ขนาดโมเมนต์ (นิวตันเมตร)				
			ข้อศอก	หัวไหล่	สะโพก	หัวเข่า	ข้อเท้า
ใช้นิ้ว C2	S1	1	2.628	5.120	84.663	37.911	35.005
	S2	1	2.621	5.171	84.171	37.498	35.497
	S3	1	2.641	4.990	84.995	38.261	35.013
	S4	1	2.578	5.133	83.402	38.238	35.057
	S5	1	2.691	5.104	84.228	37.638	35.289
	S1	2	2.571	5.056	84.811	37.879	35.534
	S2	2	2.720	5.095	84.938	38.584	35.192
	S3	2	2.582	5.037	84.200	38.641	35.258
	S4	2	2.653	5.001	84.785	38.296	35.821
	S5	2	2.631	5.025	84.004	37.901	35.010
	S1	3	2.574	4.999	84.406	38.280	35.734
	S2	3	2.570	5.062	84.809	38.343	34.747
	S3	3	2.709	5.070	84.209	38.343	35.508
	S4	3	2.666	5.101	83.746	38.233	36.022
	S5	3	2.614	5.024	84.039	37.609	35.677
	S1	4	2.624	5.141	84.620	38.002	35.300
	S2	4	2.600	4.991	84.053	38.388	35.625
	S3	4	2.609	5.005	84.051	37.742	35.469
	S4	4	2.618	5.046	84.000	38.370	35.614
	S5	4	2.678	5.055	85.218	38.439	35.197
	S1	5	2.663	5.099	83.823	37.632	35.293
	S2	5	2.600	5.075	84.842	38.531	35.204
	S3	5	2.636	5.051	83.796	38.852	35.948
	S4	5	2.661	5.077	83.946	39.046	35.518
	S5	5	2.541	4.935	83.858	38.066	36.070

ตารางที่ 4.5 ขนาดโมเมนต์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูก จากผู้ทดลองใช้งานโปรแกรม (ต่อ)

เครื่องมือ	ผู้ทดลอง	ครั้งที่	ขนาดโมเมนต์ (นิวตันเมตร)				
			ข้อศอก	หัวไหล่	สะโพก	หัวเข่า	ข้อเท้า
ใช้ปากกา ดิจิทัล C3	S1	1	2.585	5.086	84.760	37.664	35.314
	S2	1	2.574	5.061	84.502	38.197	35.781
	S3	1	2.497	5.196	84.590	37.234	35.028
	S4	1	2.643	4.986	84.576	38.419	35.456
	S5	1	2.705	5.105	84.444	37.929	35.375
	S1	2	2.548	5.016	84.654	38.109	34.600
	S2	2	2.636	5.074	84.487	38.361	35.801
	S3	2	2.647	5.016	84.838	37.828	34.998
	S4	2	2.635	5.072	84.425	38.093	35.949
	S5	2	2.626	5.119	84.348	37.889	35.271
	S1	3	2.642	5.164	83.963	37.565	35.076
	S2	3	2.669	5.111	84.476	38.545	34.958
	S3	3	2.706	5.097	85.041	38.166	34.920
	S4	3	2.682	5.139	83.887	37.826	35.408
	S5	3	2.585	4.971	83.918	38.150	35.325
	S1	4	2.613	5.088	83.784	38.079	35.388
	S2	4	2.514	5.215	83.400	37.769	34.871
	S3	4	2.616	4.946	83.991	38.190	35.161
	S4	4	2.625	5.032	84.303	38.582	36.033
	S5	4	2.643	5.082	84.116	38.249	35.424
	S1	5	2.547	5.011	84.681	38.707	35.189
	S2	5	2.643	5.014	84.704	38.472	35.568
	S3	5	2.668	5.180	84.175	38.266	35.154
	S4	5	2.632	5.162	83.491	38.048	35.631
	S5	5	2.776	5.041	85.026	39.167	35.017

### 4.4.2 วิเคราะห์ผลการทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีซีพีกัตด้วยนิ้ว

การประเมินผลระบบการวัดเรื่องความเที่ยงวิเคราะห์ความผันแปรด้านรีพีทะบิลิตี้ (Repeatability) คือความสามารถในการวัดซ้ำ และด้านรีโพรดิวซิบิลิตี้ (Reproducibility) คือความสามารถในการให้ผลซ้ำ ด้วยวิธีอาศัยการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) โดยนำข้อมูลที่ได้ไปวิเคราะห์ในโปรแกรม Minitab แล้วนำผลของข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์ ว่าข้อมูลที่ได้จากการทดลองนั้นมีความผันแปรของการวัดที่เกิดขึ้น เมื่อทำการวัดหลายครั้ง บนชิ้นงานชิ้นเดียวกัน ด้วยเงื่อนไขในการวัดที่เหมือนกัน (Appraiser Variation; AV) และมีความผันแปรของการวัด เมื่อทำการวัดหลายครั้ง บนชิ้นงานชิ้นเดียวกัน แต่เงื่อนไขในการวัดต่างกัน (Equipment Variation; EV) ที่ให้ผลเที่ยงตรงมากพอที่จะนำมาใช้วิเคราะห์ผลการทดลองหรือไม่ โดยผลที่ได้จากโปรแกรม Minitab สำหรับเครื่องมือวัด C2 (Finger) ดังรูปที่ 4.27 และ 4.28



รูปที่ 4.27 กราฟแสดงผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซีพีกัตด้วยนิ้ว

1. จากกราฟ Components of Variation ในรูปที่ 4.27 พบว่าค่าความแปรปรวนเนื่องจากความแตกต่างของตำแหน่งของข้อต่อ (Part to Part) มีค่ามากกว่าความแปรปรวนเนื่องจากระบบการวัดของเครื่องมือ (Total Gage R&R) จึงสรุปได้ว่า ความผันแปรส่วนใหญ่ของระบบวัดด้วยวิธีซี

พิกัดด้วยนิ้วนี้ มาจากความแตกต่างของตำแหน่งของข้อต่อ ซึ่งจะส่งผลต่อค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อนั้น ๆ โดยตรง

2. จากแผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) ในรูปที่ 4.27 พบว่าผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมทุกคน มีพิสัยอยู่ในการควบคุม แสดงว่าค่าที่วัดซ้ำได้ของแต่ละคนมีค่าที่ใกล้เคียงกันในแต่ละครั้ง

**Results for: F GAGE R&R.MTW**

**Gage R&R Study - ANOVA Method**

**Two-Way ANOVA Table With Interaction**

Source	DF	SS	MS	F	P
Parts	4	109203	27300.7	186514	0.000
Operators	4	0	0.0	0	0.884
Parts * Operators	16	2	0.1	2	0.105
Repeatability	100	10	0.1		
Total	124	109215			

Alpha to remove interaction term = 0.25

**Gage R&R**

Source	VarComp	%Contribution (of VarComp)
Total Gage R&R	0.11	0.01
Repeatability	0.10	0.01
Reproducibility	0.01	0.00
Operators	0.00	0.00
Operators*Parts	0.01	0.00
Part-To-Part	1092.02	99.99
Total Variation	1092.13	100.00

Source	StdDev (SD)	Study Var (6 * SD)	%Study Var (%SV)
Total Gage R&R	0.3255	1.953	0.98
Repeatability	0.3096	1.857	0.94
Reproducibility	0.1005	0.603	0.30
Operators	0.0000	0.000	0.00
Operators*Parts	0.1005	0.603	0.30
Part-To-Part	33.0458	198.275	100.00
Total Variation	33.0474	198.284	100.00

Number of Distinct Categories = 143

รูปที่ 4.28 ผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว

3. ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA with Interaction) ในรูปที่ 4.28 พบว่า ตำแหน่งข้อต่อ (Parts) มีค่า P-Value = 0.000 ซึ่งน้อยกว่า 0.05 กล่าวคือ ตำแหน่งข้อต่อมีอิทธิพลต่อความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ .05

4. ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA with Interaction) ในรูปที่ 4.28 พบว่า ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ (Operators) มีค่า P-Value = 0.884 ซึ่งมากกว่า 0.05 กล่าวคือ ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรม ไม่มีอิทธิพลต่อความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ .05

5. ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA with Interaction) ในรูปที่ 4.28 พบว่า อิทธิพลร่วมระหว่างตำแหน่งข้อต่อและผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ (Parts\*Operators) มีค่า P-Value = 0.105 ซึ่งมากกว่า 0.05 กล่าวคือ อิทธิพลร่วมระหว่างตำแหน่งข้อต่อและผู้ทดลองใช้งานโปรแกรม ไม่มีอิทธิพลต่อความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ .05

6. ความแปรปรวนของข้อมูลทั้งหมดเป็น 1092.13 คิดเป็น 100% พบว่าเป็นผลมาจากผลรวมของค่าความแปรปรวนของความแตกต่างของตำแหน่งข้อต่อ 1092.02 คิดเป็น 99.99% และค่าความแปรปรวนของระบบการวัด 0.11 คิดเป็น 0.01% ดังนั้นส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั้งหมดจึงเท่ากับ 33.0474 โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากความแตกต่างของตำแหน่งข้อต่อเป็นส่วนใหญ่เท่ากับ 33.0458 และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากระบบการวัดเพียง 0.3255

7. ความผันแปรที่ได้จากระบบการวัดหรือประชากร (Study Variance : SV) ทั้งหมดเท่ากับ 198.284 โดยเป็นความผันแปรจากระบบการวัดเท่ากับ 1.953 และความผันแปรจากความแตกต่างของตำแหน่งข้อต่อเท่ากับ 198.275

8. ค่าความผันแปรเมื่อทำการประเมินผลเทียบกับความผันแปรของระบบการวัด (%SV หรือ P/TV) พบว่ามีความผันแปรจากชิ้นงานเท่ากับ 99.99% และความผันแปรจากระบบการวัด (Total Gage R&R) 0.98% มีค่าน้อยกว่า 10% อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ตามการอ้างอิงจาก Automotive Industry Action Group (AIAG) ตามตารางที่ 4.6 ดังนั้นระบบการวัดนี้มีความเที่ยงและมีความผันแปรที่ยอมรับได้

สรุปผลการวิเคราะห์ของการทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีซีพีคัตด้วยนิ้ว ผลการวิเคราะห์ระบบการวัดด้านรีพีทหะบิลิตีและรีโพรดิวซิบิลิตีด้วยวิธีอาศัยการวิเคราะห์ความแปรปรวน จากผู้ใช้งาน 5 คน พบว่าค่าความผันแปรจากระบบการวัด (Total Gage R&R) เท่ากับ 0.98% แสดงว่าโปรแกรมที่สร้างขึ้นมานี้มีความเที่ยง และมีความผันแปรที่ยอมรับได้

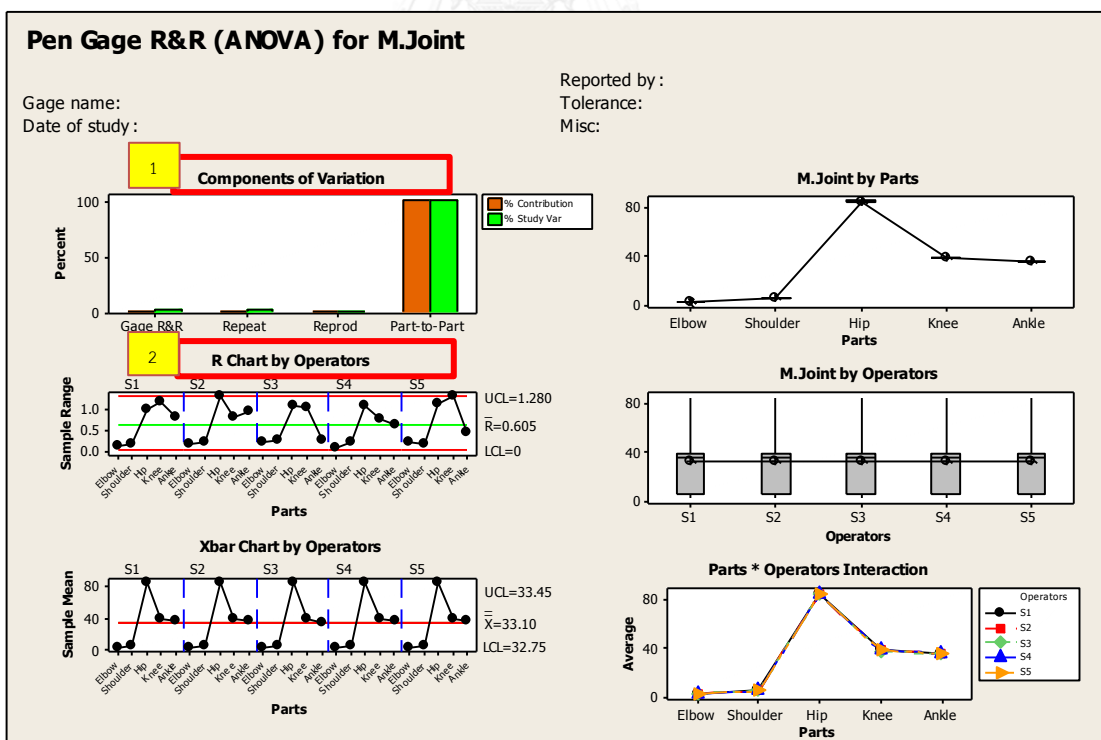


ตารางที่ 4.6 เกณฑ์การตัดสินใจเพื่อยอมรับ อ้างจาก Automotive Industry Action Group (AIAG), 2002

ค่า Gage R&R	ความหมายในการยอมรับ
P/T หรือ P/TV ≤ 10%	ยอมรับได้โดยไม่ต้องทำการแก้ไขระบบการวัด
10% < P/T หรือ P/TV < 30%	อาจยอมรับได้ โดยต้องพิจารณาความเหมาะสมของปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวัด
P/T หรือ P/TV ≥ 30%	ไม่สามารถยอมรับระบบการวัดได้ ต้องค้นหาสาเหตุแล้วทำการแก้ไข

### 4.4.3 วิเคราะห์ผลการทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีซีพีกัตด้วยปากกาติจิตอล

ผลที่ได้จากโปรแกรม Minitab สำหรับวิธีซีพีกัตด้วยปากกาติจิตอล ดังรูปที่ 4.29 และ 4.30



รูปที่ 4.29 กราฟแสดงผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซีพีกัตด้วยปากกาติจิตอล

1. จากกราฟ Components of Variation ในรูปที่ 4.29 พบว่าค่าความแปรปรวนเนื่องจากความแตกต่างของตำแหน่งของข้อต่อ (Part to Part) มีค่ามากกว่าความแปรปรวนเนื่องจากระบบการวัดของเครื่องมือ (Total Gage R&R) จึงสรุปได้ว่า ความผันแปรส่วนใหญ่ของระบบวัดด้วยวิธีซีพีกัตต์ด้วยปากกาดีจิตอลนี้ มาจากความแตกต่างของตำแหน่งของข้อต่อ ซึ่งจะส่งผลต่อค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อนั้น ๆ โดยตรง

2. จากแผนภูมิควบคุมพิสัย (R Chart) ในรูปที่ 4.29 พบว่าผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ ทุกคนมีพิสัยอยู่ในการควบคุม แสดงว่าค่าที่วัดซ้ำได้ของแต่ละคนมีค่าที่ใกล้เคียงกันในแต่ละครั้ง

**Results for: P GAGE R&R.MTW**

**Gage R&R Study - ANOVA Method**

**Two-Way ANOVA Table With Interaction**

Source	DF	SS	MS	F	P	
Parts	4	109249	27312.2	231801	0.000	3
Operators	4	0	0.1	1	0.639	4
Parts * Operators	16	2	0.1	1	0.244	5
Repeatability	100	9	0.1			
Total	124	109260				

Alpha to remove interaction term = 0.25

**Gage R&R**

Source	VarComp	%Contribution (of VarComp)
Total Gage R&R	0.10	0.01
Repeatability	0.09	0.01
Reproducibility	0.00	0.00
Operators	0.00	0.00
Operators*Parts	0.00	0.00
Part-To-Part	1092.48	99.99
Total Variation	1092.58	100.00

Source	StdDev (SD)	Study Var (6 * SD)	%Study Var (%SV)
Total Gage R&R	0.3144	1.887	0.95
Repeatability	0.3068	1.841	0.93
Reproducibility	0.0688	0.413	0.21
Operators	0.0000	0.000	0.00
Operators*Parts	0.0688	0.413	0.21
Part-To-Part	33.0527	198.316	100.00
Total Variation	33.0542	198.325	100.00

Number of Distinct Categories = 148

รูปที่ 4.30 ผลการวิเคราะห์ Gage R&R ของวิธีซีพีกัตต์ด้วยปากกาดีจิตอล

3. ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA with Interaction) ในรูปที่ 4.30 พบว่า ตำแหน่งข้อต่อ (Parts) มีค่า P-Value = 0.000 ซึ่งน้อยกว่า 0.05 กล่าวคือ ตำแหน่งข้อต่อมีอิทธิพลต่อความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ .05

4. ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA with Interaction) ในรูปที่ 4.30 พบว่า ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ (Operators) มีค่า P-Value = 0.639 ซึ่งมากกว่า 0.05 กล่าวคือ ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ ไม่มีอิทธิพลต่อความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ .05

5. ผลการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA with Interaction) ในรูปที่ 4.30 พบว่า อิทธิพลร่วมระหว่างตำแหน่งข้อต่อและผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ (Parts\*Operators) มีค่า P-Value = 0.244 ซึ่งมากกว่า 0.05 กล่าวคือ อิทธิพลร่วมระหว่างตำแหน่งข้อต่อและผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมฯ ไม่มีอิทธิพลต่อความแปรปรวนที่ระดับนัยสำคัญ .05

6. ความแปรปรวนของข้อมูลทั้งหมดเป็น 1092.58 คิดเป็น 100% พบว่าเป็นผลมาจากผลรวมของค่าความแปรปรวนของความแตกต่างของตำแหน่งข้อต่อ 1092.48 คิดเป็น 99.99% และค่าความแปรปรวนของระบบการวัด 0.10 คิดเป็น 0.01% ดังนั้นส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลทั้งหมดจึงเท่ากับ 33.0542 โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากความแตกต่างของตำแหน่งข้อต่อเป็นส่วนใหญ่เท่ากับ 33.0527 และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากระบบการวัดเพียง 0.3144

7. ความผันแปรที่ได้จากระบบการวัดหรือประชากร (Study Variance : SV) ทั้งหมดเท่ากับ 198.325 โดยเป็นความผันแปรจากระบบการวัดเท่ากับ 1.887 และความผันแปรจากความแตกต่างของตำแหน่งข้อต่อเท่ากับ 198.316

8. ค่าความผันแปรเมื่อทำการประเมินผลเทียบกับความผันแปรของระบบการวัด (%SV หรือ P/TV) พบว่ามีความผันแปรจากชิ้นงานเท่ากับ 99.99% และความผันแปรจากระบบการวัด (Total Gage R&R) 0.95% ซึ่งมีค่าน้อยกว่า 10% อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ตามการอ้างอิงจาก Automotive Industry Action Group (AIAG) ตามตารางที่ 4.6 ดังนั้นระบบการวัดนี้มีความเที่ยงและมีความผันแปรที่ยอมรับได้

สรุปผลการวิเคราะห์ของการทดลองใช้งานโปรแกรมด้วยวิธีซีพีทีด้วยปากกาดีจิตอล ผลการวิเคราะห์ระบบการวัดด้านรีพีทเทบิลิตีและรีโพรดิวซิบิลิตี (Gage Repeatability and Reproducibility, Gage R&R) ด้วยวิธีอาศัยการวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) จากผู้ใช้งาน 5 คน พบว่าค่าความผันแปรจากระบบการวัด (Total Gage R&R) เท่ากับ 0.95% แสดงว่าโปรแกรมที่สร้างขึ้นมานี้มีความเที่ยง และมีความผันแปรที่ยอมรับได้

#### 4.5 การวิเคราะห์ผลการใช้งานโปรแกรมในสภาพการทำงานจริง

ผลจากการให้พนักงานเพศชายน้ำหนักตัว 79.6 กิโลกรัม ที่มีหน้าที่จัดส่งสินค้า ทำการยกกล่องสินค้า ด้วยท่าทางการทำงานปกติที่ทำเป็นประจำ ซึ่งท่าทางของพนักงานชายคนนี้นั้นใช้ท่า Stoop ซึ่งกล่องสินค้าที่ยกนั้นมีน้ำหนัก 15.5 กิโลกรัม โดยระยะห่างที่บันทึกภาพเคลื่อนไหวด้วยกล้องแท็บเล็ตขณะทำการยก คือ 3 เมตร และความสว่างของบริเวณที่ทดสอบอยู่ที่ 800 ลักซ์ ดังรูปที่ 4.31



รูปที่ 4.31 การยกกล่องสินค้าของพนักงานชาย ในสภาพการทำงานจริง

นำภาพนิ่งที่ได้จากการ Capture หน้าจอไปคำนวณหาแรงและโมเมนต์ลัพท์ด้วยโปรแกรมบนแท็บเล็ตโดยวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว และปากกาดีจิจิตอล เพื่อเปรียบเทียบผลของโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อต่าง ๆ กับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งใช้ภาพนิ่งเดียวกันกับแท็บเล็ต และคำนวณหาโมเมนต์ซ้ำ 3 ครั้ง ได้ผลดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 ผลการคำนวณโมเมนต์ด้วยโปรแกรมชีวกลศาสตร์ ในสภาพการทำงานจริง

ครั้งที่	เครื่องมือ	ขนาดโมเมนต์ (นิวตัน.เมตร)				
		ข้อศอก	หัวไหล่	สะโพก	หัวเข่า	ข้อเท้า
1	C1	17.727	2.058	173.55	53.982	91.408
	C2	17.656	2.015	174.235	53.294	92.123
	C3	17.694	2.012	173.791	53.7	91.796
2	C1	17.727	1.854	174.189	54.302	91.728
	C2	17.446	1.771	172.012	53.52	91.184
	C3	17.656	1.89	174.344	54.13	92.53
3	C1	17.554	1.884	173.202	53.808	92.105
	C2	17.98	2.086	174.4	54.496	92.186
	C3	17.655	1.962	172.988	53.612	91.368

แล้วนำค่าโมเมนต์ลัพธ์ไปวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรม Minitab พร้อมคำนวณหาเปอร์เซ็นต์ไบอัส ซึ่งได้ผลดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4.8 สรุปผลการทดลองใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสภาพการทำงานจริง

สภาวะ	การชี้พิกัด	P-Value	Paired T-Test	เปอร์เซ็นต์ไบอัส
15.5 กิโลกรัม ท่ายก Stoop 800 ลักซ์ 3 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	0.834	ยอมรับ $H_0$	1.40
	เมาส์ - ปากกาติจิตอล (C1-C3)	0.970	ยอมรับ $H_0$	1.39

จากตารางที่ 4.8 สรุปได้ว่า ที่สภาวะความสว่าง 800 ลักซ์ ระยะห่าง 3 เมตร นั้นมีค่า P-Value มากกว่า 0.05 นั่นคือค่าโมเมนต์ลัพธ์ที่ได้จากวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้ว (C2) และปากกาติจิตอล (C3) บนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์ (C1) บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และมีเปอร์เซ็นต์ไบอัส

1.40 และ 1.39 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าน้อยกว่า 5 เปอร์เซ็นต์ นั่นคือระบบการวัดด้วยวิธีใช้นิ้วและปากกา ดิจิตอลมีความแม่นยำของค่าที่วัดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ โดยไม่ต้องแก้ไขระบบการวัด



## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการปรับปรุงการศึกษาทางชีวกลศาสตร์โดยการรวบรวม ขั้นตอน หรือเครื่องมือให้อยู่ภายในเครื่องเดียวกันเพื่อเป็นประโยชน์ต่อการประเมินภาระงานด้วยแนวทางชีวกลศาสตร์ วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้คือเพื่อออกแบบและสร้างเครื่องมือประเมินภาระงานซึ่งเป็นโปรแกรมคำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูกของร่างกาย ตามแนวทางชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติ สำหรับใช้งานบนแท็บเล็ต และเพื่อประเมินผลการใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ภายใต้สภาวะการณ ได้แก่ ความสว่างของสภาพแวดล้อม ระยะห่างระหว่างผู้ถูกทดสอบกับกล้องแท็บเล็ต และผู้ใช้งาน จากผลการวิจัยสามารถสรุปได้ดังนี้

#### 5.1 สรุปผลงานวิจัย

โปรแกรมชีวกลศาสตร์ในสภาวะสถิตแบบ 2 มิติ เป็นโปรแกรมที่ออกแบบให้ใช้งานกับแท็บเล็ตบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ โดยโปรแกรมชีวกลศาสตร์นี้สามารถสร้างแผนภาพวัตถุอิสระที่ซ้อนทับบนภาพนิ่งของคนขณะทำงานได้ สามารถให้อิสระในการใส่ขนาดและทิศทางของแรงภายนอกที่กระทำบนร่างกาย นั่นคือสามารถสร้างแรงได้ทุกชนิด เช่น แรงดึง แรงดัน แรงผลัก แรงลาก และแม้แต่แรงเสียดทานที่เท้า สามารถแสดงค่าของแรง โมเมนต์ และความแข็งแกร่งที่ข้อต่อกระดูกรับได้ (Joint Strength) ได้ทุกข้อต่อ ซึ่งแตกต่างจากโปรแกรมอื่นที่ใช้งานบนแท็บเล็ตเช่นเดียวกันแต่แสดงค่าโมเมนต์ได้เพียงบางตำแหน่งของข้อต่อกระดูก และมีท่าทางการทำงานให้เลือกใช้อย่างจำกัด

จากผลการทดลองพบว่า (1) การวัดขนาดความยาวสัดส่วนของหุ่นจำลองจากวิธีใช้นิ้วและปากกาติจิตอลด้วยโปรแกรมชีวกลศาสตร์บนแท็บเล็ต วิธีใช้เมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ แตกต่างกับวิธีวัดด้วยเครื่องมือวัด Anthropometer ที่ระดับนัยสำคัญ .05 (2) ปัจจัยความสว่างและระยะห่างของการบันทึกภาพด้วยแท็บเล็ตมีผลต่อค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ตำแหน่งข้อต่อกระดูกของร่างกาย (3) ผลการทดลองใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่ความสว่าง 250 ลักซ์ และระยะห่าง 6 เมตร เป็นสภาวะที่ให้ค่าโมเมนต์ลัพท์จากวิธีใช้นิ้วและปากกาติจิตอลบนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีใช้เมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ ที่ระดับนัยสำคัญ .05 และมีความแม่นยำของค่าที่วัดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ (4) ผลการวิเคราะห์ระบบการวัดด้านรีพีทหะบิลิตี้และรีโพรติวซิบิลิตี้ ด้วยวิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวน จากผู้ใช้งาน 5 คน พบว่าค่าความผันแปรที่ยอมรับได้จากระบบการวัดเมื่อชี้พิกัดด้วยนิ้วเท่ากับ 0.98% และเมื่อชี้พิกัดด้วยปากกาติจิตอลเท่ากับ 0.95% นั่นคือโปรแกรมชีวกลศาสตร์ที่สร้างขึ้นมานี้มีความเที่ยง

อยู่ในเกณฑ์ที่สามารถยอมรับได้ (5) การนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ไปใช้งานในสภาพการทำงานจริงที่ สภาวะความสว่าง 800 ลักซ์ ระยะห่าง 3 เมตร นั้นค่าโมเมนต์ลัพท์ที่ได้จากวิธีชี้พิกัดด้วยนิ้วและ ปากกาดิจิตอลบนแท็บเล็ตไม่แตกต่างกับวิธีชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ และมีความแม่นยำ ของค่าที่วัดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

ดังนั้นผู้ที่สนใจสามารถจะนำโปรแกรมชีวกลศาสตร์ ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้คำนวณหาขนาด แแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้นกับข้อต่อกระดูกต่าง ๆ ได้แก่ ข้อศอก หัวไหล่ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า เมื่อมีภาระงานมากระทำต่อร่างกาย และโปรแกรมชีวกลศาสตร์นี้ยังสามารถบอกขีดความสามารถใน การรับภาระงานของแต่ละข้อต่อกระดูกในแต่ละคนได้ เพื่อเป็นแนวทางป้องกันไม่ให้เกิดภาระงานที่ เกินขีดความสามารถของตน ด้วยค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์ที่ไม่สูงมาก น้ำหนักเบาและพกพาได้สะดวก ลดเวลาการคำนวณและนำไปใช้กับสถานที่ปฏิบัติงานจริงได้ งานวิจัยนี้หวังว่าโปรแกรมชีวกลศาสตร์นี้ จะทำให้เกิดแรงจูงใจต่อผู้ที่เกี่ยวข้องหันมาให้ความสำคัญกับเรื่องความปลอดภัยในการทำงานและ สุขภาพของพนักงานที่มีหน้าที่ยกย้ายสินค้า หรือใช้เป็นเครื่องมือสำหรับการเรียนการสอนในวิชาชี วกลศาสตร์ต่อไป

## 5.2. ข้อเสนอแนะ

1. ความแตกต่างระหว่างการใช้งานด้วยวิธีใช้นิ้ว และใช้ปากกาดิจิตอลพบว่าแตกต่างกันใน เรื่องเวลาที่ใช้ในการลงพิกัดตำแหน่งข้อต่อ แต่ทั้ง 2 วิธีให้ผลลัพธ์ไม่แตกต่างกัน ดังนั้นหากผู้ใช้งาน ต้องการนำโปรแกรมนี้ไปใช้งานกับแท็บเล็ตรุ่นที่ไม่มีปากกาดิจิตอลก็ยังสามารถใช้งานได้

2. ขณะถ่ายภาพนิ่งหรือบันทึกภาพเคลื่อนไหวของพนักงานยกสินค้า ผู้ใช้งานโปรแกรมต้อง อยู่ในระดับกึ่งกลางลำตัวกับพนักงาน และอุปกรณ์ที่ใช้ระยะอ้างอิงเพื่อทำมาตราส่วนไม่ควรอยู่ห่าง จากพนักงานเกิน 15 เซนติเมตร เพื่อลดความคลาดเคลื่อนของความผิดพลาดจากการทำมาตราส่วน

3. แม้ว่าโปรแกรมใช้ได้กับระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์เท่านั้น แต่ในอนาคตอาจจะมีผู้สนใจ พัฒนาโปรแกรมให้ใช้งานได้กับระบบปฏิบัติการอื่น ๆ ต่อไป

4. การติดมาร์คเกอร์เพื่อแสดงตำแหน่งของข้อต่อกระดูกนั้นควรเลือกสีที่ตัดกับพื้นหลัง เพื่อ ลดความคลาดเคลื่อนในการชี้พิกัด



## รายการอ้างอิง

### ภาษาไทย

- กฎกระทรวง. (2549). กำหนดมาตรฐานในการบริหารและการจัดการด้านความปลอดภัย อาชีวอนามัย และสภาพแวดล้อมในการทำงานเกี่ยวกับความร้อน แสงสว่าง และเสียง.
- กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร. (2556). แท็บเล็ตคืออะไร. Retrieved 29 สิงหาคม 2556, from [http://www.mict.go.th/ewt\\_news.php?nid=5282](http://www.mict.go.th/ewt_news.php?nid=5282)
- กาญจนา หลวงโปธา. (2554). วิธีการประเมินสำหรับลดแรงกดอัดของหลังส่วนล่างในงานบรรจุผลิตภัณฑ์แผงบันไดข้างและสปอยเลอร์หลัง. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- กิตติ อินทรานนท์. (2553). การยศาสตร์. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- กิตติศักดิ์ พลอยพานิชเจริญ. (2553). การวิเคราะห์ระบบการวัด MSA [ประมวลผลด้วย Minitab 15]. กรุงเทพมหานคร: สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น).
- ณัฐพล พุฒยงกูร. (2552). การวัดสัดส่วนร่างกายมนุษย์โดยโปรแกรมประยุกต์การหาขอบวัดจากภาพถ่ายดิจิทัลแบบ 2 มิติ. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ดุสิต ภัทรนิธิคุณ. (2552). การวิเคราะห์พลศาสตร์ของข้อเข่ามนุษย์จากการประมวลผลภาพ. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ตรีฉัตร จำปาวัลย์. (2538). ชีตจำกัดสูงสุดของการยกของที่ยอมรับได้ในแนวระนาบหน้า-หลัง. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ประจวบ กล่อมจิตร. (2538). แบบจำลองคนสามมิติในโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยออกแบบ เพื่อใช้ในการประเมินภาระงาน. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ปาริชาติ บุญเกลี้ยง. (2552). การลดความผันแปรของขนาดหน้ากว้างของเทปโฝมอะคริลิกในกระบวนการตัด โดยใช้แนวคิดซิกซ์ ซิกมา. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- ผู้ช่วยศาสตราจารย์นครเรศ รังควัต. (2556). ประเภทของแสง. Retrieved 17 พฤศจิกายน 2556, from [http://coursewares.mju.ac.th:81/e-learning47/ca512/chapter4/content4\\_2\\_1.htm](http://coursewares.mju.ac.th:81/e-learning47/ca512/chapter4/content4_2_1.htm)
- ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล. (2542). แบบจำลองทางชีวกลศาสตร์เพื่อทำนายน้ำหนักที่ปลอดภัยในการแบกกระสอบข้าวสาร. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

- มยุรา หนองเส. (2554). การปรับปรุงกระบวนการผลิตแกนยึดหัวอ่านสำหรับฮาร์ดดิสก์ โดยใช้แนวคิดสิน ซิกซ์ซิกมา. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.  
สำนักงานประกันสังคม. (2550-2555). สถิติงานประกันสังคม.
- สุดาวรรณ ธิไพฑูรย์. (2554). ข้อมูลสัดส่วนและอัตราส่วนขนาดร่างกายของเด็กนักเรียนประถมศึกษา เพื่อใช้ในการออกแบบเครื่องเรือนในห้องเรียน. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- อภิชาติ แผ้วพาลชน. (2545). ชีตจำกัดสูงสุดที่ยอมรับได้ของการเข็นและลากรถเข็นบรรทุกของ. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- อรอุมา ลาสุนนท์. (2542). ชีตจำกัดที่ยอมรับได้ของการเคลื่อนย้ายวัสดุในภาระงานผสม สำหรับคนงานหญิง. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- อัจฉราภรณ์ ดำรงวณิชย์. (2555). การปรับปรุงอัตราบิดผิตพลาดของฮาร์ดดิสก์ไดร์ฟ. (ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต), จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- อินเทล. (2556). คำแนะนำทางเทคนิค: คู่มือสำหรับแท็บเล็ต. Retrieved 10 พฤศจิกายน 2556, from <http://beforeyoubuypc.thailand.intel.com/articles/a-guide-to-แท็บเล็ต>

### ภาษาอังกฤษ

- Center for Ergonomics, U. o. M. (2014). 3D Static Strength Prediction Program. Retrieved February 15, 2015, from <http://www.umich.edu/~ioe/3DSSPP/>
- Chaffin, D. B., & Andersson, G. (1984). *Occupational Biomechanics*. New York: A Wiley Interscience Publication.
- Jean-Yves Bouguet. (1997). Complete Camera Calibration Toolbox for Matlab. from [http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/index.html](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html)
- Kevin James McQuade, & Anamaria Siriani de Oliveira. (2011). Effect of progressive resistance strength training on knee biomechanics during single leg step-up in persons with mild knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*, 26, 741-748.
- SIEMENS. (2014). Jack and Process Simulate Human. Retrieved February 18, 2015, from [http://www.plm.automation.siemens.com/en\\_gb/products/tecnomatix/assembly\\_planning/jack/index.shtml](http://www.plm.automation.siemens.com/en_gb/products/tecnomatix/assembly_planning/jack/index.shtml)
- Winter. DA. (1979). *Biomechanics of Human Movement*. New York: John Wiley.







## รูปเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ประกอบไปด้วย



รูปที่ ก.1 แท็บเล็ต รุ่นกาแล็กซี่ โน้ต 8.0 หน้าจอขนาด 8 นิ้ว ขนาดเครื่อง 203.1 x 135.9 x 7.95 มิลลิเมตร ความละเอียดจอภาพ WXGA ( 1280 x 800 ) TFT ซีพียู Exynos 4412 1.6 GHz Quad Core ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ 4.1 (Jelly Bean) ความละเอียดกล้องหลัง 5 ล้านพิกเซล กล้องหน้า 1.3 ล้านพิกเซล



รูปที่ ก.2 เครื่องชั่งน้ำหนักแบบดิจิตอล



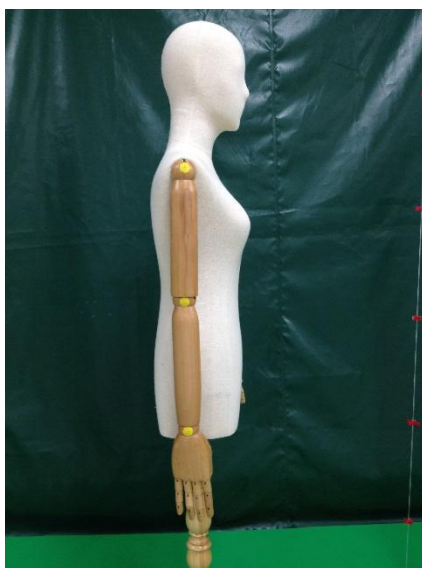
รูปที่ ก.3 กล้องบันทึกภาพเคลื่อนไหว ยี่ห้อแคนนอน รุ่น EOS 550D



รูปที่ ก.4 เครื่องวัดความสว่าง (Lux Meter)



รูปที่ ก.5 ขาจับแท็บเล็ต



รูปที่ ก.6 หุ่นจำลองลักษณะคล้ายร่างกายมนุษย์



รูปที่ ก.7 ชุดเครื่องมือวัดขนาดสัดส่วนร่างกาย Anthropometer





## การทดลองตอนที่ 1

No.	แขนล่าง				แขนล่าง		
	วัดด้วยการใช้ภาพถ่าย			วัดโดยตรง	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด		
	ชี้พิกัด ด้วยเมาส์ (C1)	ชี้พิกัดด้วย นิ้ว (C2)	ชี้พิกัดด้วย ปากกา ดิจิตอล (C3)	เครื่องมือวัด Anthropo meter (C0)	C1 - C0	C2 - C0	C3 - C0
1	0.2730	0.2720	0.2727	0.2604	4.84	4.45	4.72
2	0.2740	0.2720	0.2730	0.2597	5.51	4.74	5.12
3	0.2734	0.2717	0.2730	0.2594	5.40	4.74	5.24
4	0.2737	0.2730	0.2727	0.2597	5.39	5.12	5.01
5	0.2734	0.2720	0.2734	0.2610	4.75	4.21	4.75
6	0.2747	0.2714	0.2730	0.2607	5.37	4.10	4.72
7	0.2730	0.2724	0.2734	0.2597	5.12	4.89	5.28
8	0.2727	0.2714	0.2724	0.2607	4.60	4.10	4.49
9	0.2730	0.2717	0.2727	0.2600	5.00	4.50	4.88
10	0.2737	0.2727	0.2734	0.2594	5.51	5.13	5.40
<b>AVG.</b>	<b>0.2735</b>	<b>0.2720</b>	<b>0.2730</b>	<b>0.2601</b>	<b>5.15</b>	<b>4.60</b>	<b>4.96</b>

	แขนบน				แขนบน		
	วัดด้วยการใช้ภาพถ่าย			วัดโดยตรง	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด		
	ชี้พิกัด ด้วยเมาส์ (C1)	ชี้พิกัดด้วย นิ้ว (C2)	ชี้พิกัดด้วย ปากกา ดิจิตอล (C3)	เครื่องมือวัด Anthropo meter (C0)	C1 - C0	C2 - C0	C3 - C0
0.2734	0.2710	0.2730	0.2590	5.56	4.63	5.41	
0.2734	0.2710	0.2727	0.2604	4.99	4.07	4.72	
0.2737	0.2720	0.2724	0.2600	5.27	4.62	4.77	
0.2730	0.2710	0.2734	0.2597	5.12	4.35	5.28	
0.2740	0.2704	0.2730	0.2600	5.38	4.00	5.00	
0.2734	0.2714	0.2727	0.2597	5.28	4.51	5.01	
0.2740	0.2717	0.2734	0.2600	5.38	4.50	5.15	
0.2730	0.2710	0.2730	0.2597	5.12	4.35	5.12	
0.2737	0.2710	0.2730	0.2604	5.11	4.07	4.84	
0.2734	0.2717	0.2730	0.2600	5.15	4.50	5.00	
<b>0.2735</b>	<b>0.2712</b>	<b>0.2730</b>	<b>0.2599</b>	<b>5.24</b>	<b>4.36</b>	<b>5.03</b>	

ลำตัว				ลำตัว		
วัดด้วยการใช้ภาพถ่าย			วัดโดยตรง	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด		
ชี้พิกัด ด้วยเมาส์ (C1)	ชี้พิกัดด้วย นิ้ว (C2)	ชี้พิกัดด้วย ปากกา ดิจิตอล (C3)	เครื่องมือวัด Anthropo- meter (C0)	C1 - C0	C2 - C0	C3 - C0
0.3887	0.3874	0.3880	0.3804	2.18	1.84	2.00
0.3894	0.3880	0.3890	0.3807	2.29	1.92	2.18
0.3894	0.3874	0.3884	0.3800	2.47	1.95	2.21
0.3900	0.3884	0.3890	0.3807	2.44	2.02	2.18
0.3894	0.3877	0.3887	0.3807	2.29	1.84	2.10
0.3890	0.3874	0.3887	0.3804	2.26	1.84	2.18
0.3900	0.3870	0.3884	0.3814	2.25	1.47	1.84
0.3894	0.3877	0.3890	0.3804	2.37	1.92	2.26
0.3897	0.3877	0.3887	0.3807	2.36	1.84	2.10
0.3897	0.3874	0.3884	0.3800	2.55	1.95	2.21
<b>0.3895</b>	<b>0.3876</b>	<b>0.3886</b>	<b>0.3805</b>	<b>2.35</b>	<b>1.86</b>	<b>2.13</b>



## การทดลองตอนที่ 2

ค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ (Relative Error) จากการชี้พิกัดด้วยนิ้วและปากกาติจติอลบนแท็บเล็ตเทียบกับการชี้พิกัดด้วยเมาส์บนเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปวิเคราะห์หาปัจจัยที่มีนัยสำคัญต่อค่าโมเมนต์ลัพท์

ความ สว่าง	ระยะ ห่าง	ครั้งที่	ค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์		ความ สว่าง	ระยะ ห่าง	ครั้งที่	ค่าคลาดเคลื่อนสัมพัทธ์ของโมเมนต์	
			C1-C2	C1-C3				C1-C2	C1-C3
50	2	1	0.055	0.055	250	2	46	0.016	0.019
		2	0.134	0.122			47	0.062	0.050
		3	0.104	0.171			48	0.095	0.100
		4	0.105	0.101			49	0.092	0.088
		5	0.123	0.115			50	0.333	0.104
50	2	6	0.163	0.214	250	2	51	0.117	0.114
		7	0.218	0.214			52	0.163	0.158
		8	0.055	0.053			53	0.075	0.072
		9	0.091	0.080			54	0.077	0.089
		10	0.100	0.127			55	0.110	0.112
50	2	11	0.138	0.138	250	2	56	0.068	0.066
		12	0.190	0.190			57	0.037	0.034
		13	0.055	0.055			58	0.089	0.094
		14	0.054	0.133			59	0.068	0.078
		15	0.072	0.069			60	0.086	0.074
50	4	16	0.045	0.031	250	4	61	0.019	0.022
		17	0.019	0.011			62	0.001	0.018
		18	0.036	0.037			63	0.003	0.000
		19	0.044	0.044			64	0.017	0.001
		20	0.007	0.001			65	0.028	0.013
50	4	21	0.101	0.111	250	4	66	0.016	0.047
		22	0.087	0.098			67	0.008	0.012
		23	0.027	0.029			68	0.002	0.010
		24	0.087	0.085			69	0.003	0.007
		25	0.073	0.082			70	0.000	0.001
50	4	26	0.027	0.009	250	4	71	0.058	0.058
		27	0.005	0.002			72	0.047	0.045
		28	0.001	0.007			73	0.005	0.006
		29	0.122	0.002			74	0.005	0.003
		30	0.049	0.035			75	0.002	0.001
50	6	31	0.014	0.031	250	6	76	0.024	0.024
		32	0.008	0.060			77	0.040	0.046
		33	0.002	0.003			78	0.008	0.002
		34	0.017	0.003			79	0.045	0.030
		35	0.006	0.014			80	0.058	0.046
50	6	36	0.103	0.026	250	6	81	0.014	0.037
		37	0.054	0.024			82	0.027	0.034
		38	0.002	0.014			83	0.027	0.004
		39	0.002	0.024			84	0.032	0.000
		40	0.047	0.054			85	0.072	0.047
50	6	41	0.069	0.011	250	6	86	0.029	0.017
		42	0.025	0.010			87	0.038	0.008
		43	0.032	0.006			88	0.013	0.013
		44	0.040	0.031			89	0.034	0.016
		45	0.050	0.046			90	0.007	0.031

การวิเคราะห์ผลเพื่อหาสภาวะที่เหมาะสมกับการใช้งานโปรแกรมบนแท็บเล็ต

## 2.1 ด้วย Paired T-Test

### Results for: 50 Lux 2 m

#### Paired T-Test and CI: C1, C2

Paired T for C1 - C2

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	28.95	26.87	6.94
C2	15	31.35	28.73	7.42
Difference	15	-2.402	2.081	0.537

95% CI for mean difference: (-3.554, -1.250)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -4.47 P-Value = 0.001

#### Paired T-Test and CI: C1, C3

Paired T for C1 - C3

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	28.95	26.87	6.94
C3	15	31.86	29.42	7.60
Difference	15	-2.914	3.176	0.820

95% CI for mean difference: (-4.673, -1.156)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -3.55 P-Value = 0.003

### Results for: 50 Lux 4 m

#### Paired T-Test and CI: C1, C2

Paired T for C1 - C2

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	28.05	25.43	6.57
C2	15	28.48	25.39	6.56
Difference	15	-0.424	1.631	0.421

95% CI for mean difference: (-1.327, 0.479)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -1.01 P-Value = 0.331

#### Paired T-Test and CI: C1, C3

Paired T for C1 - C3

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	28.05	25.43	6.57
C3	15	28.28	25.45	6.57
Difference	15	-0.231	1.434	0.370

95% CI for mean difference: (-1.025, 0.564)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -0.62 P-Value = 0.544

**Results for: 50 Lux 6 m****Paired T-Test and CI: C1, C2**

Paired T for C1 - C2

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	30.72	28.84	7.45
C2	15	30.13	28.53	7.37
Difference	15	0.588	0.816	0.211

95% CI for mean difference: (0.136, 1.040)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 2.79 P-Value = 0.014

**Paired T-Test and CI: C1, C3**

Paired T for C1 - C3

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	30.72	28.84	7.45
C3	15	30.40	28.84	7.45
Difference	15	0.319	0.747	0.193

95% CI for mean difference: (-0.095, 0.733)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 1.65 P-Value = 0.120

**Results for: 250 Lux 2 m****Paired T-Test and CI: C1, C2**

Paired T for C1 - C2

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	34.00	33.32	8.60
C2	15	37.45	36.27	9.37
Difference	15	-3.444	3.569	0.922

95% CI for mean difference: (-5.420, -1.467)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -3.74 P-Value = 0.002

**Paired T-Test and CI: C1, C3**

Paired T for C1 - C3

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	34.00	33.32	8.60
C3	15	37.02	36.36	9.39
Difference	15	-3.021	3.091	0.798

95% CI for mean difference: (-4.732, -1.309)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -3.79 P-Value = 0.002

**Results for: 250 Lux 4m****Paired T-Test and CI: C1, C2**

Paired T for C1 - C2

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	38.04	36.57	9.44
C2	15	38.15	36.66	9.46
Difference	15	-0.1151	0.3569	0.0921

95% CI for mean difference: (-0.3127, 0.0826)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -1.25 P-Value = 0.232

**Paired T-Test and CI: C1, C3**

Paired T for C1 - C3

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	38.04	36.57	9.44
C3	15	38.14	36.80	9.50
Difference	15	-0.1029	0.3520	0.0909

95% CI for mean difference: (-0.2978, 0.0921)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -1.13 P-Value = 0.277

**Results for: 250 Lux 6 m****Paired T-Test and CI: C1, C2**

Paired T for C1 - C2

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	34.65	31.98	8.26
C2	15	34.17	31.99	8.26
Difference	15	0.478	1.240	0.320

95% CI for mean difference: (-0.208, 1.165)

T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 1.49 P-Value = 0.157

**Paired T-Test and CI: C1, C3**

Paired T for C1 - C3

	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	34.65	31.98	8.26
C3	15	34.38	32.16	8.30
Difference	15	0.275	0.842	0.217

95% CI for mean difference: (-0.191, 0.741)

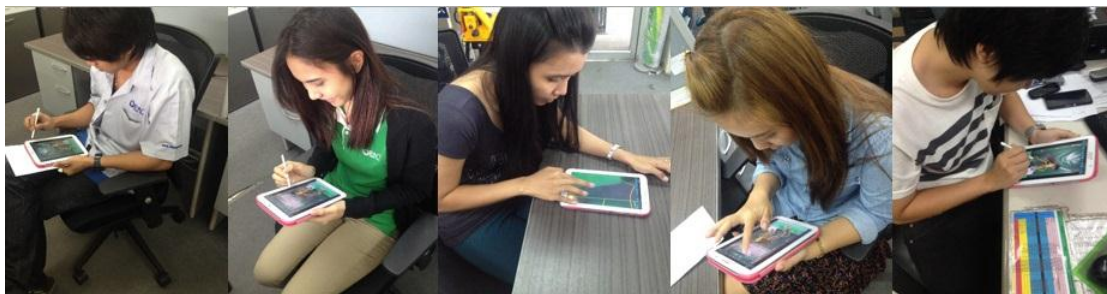
T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 1.26 P-Value = 0.227

## 2.2 ด้วยการหาค่าเปอร์เซ็นต์ไบอัส

ลำดับ	สภาวะ	วิธีวัด	ข้อต่อ	% Bias	% Bias (Avg.)	ลำดับ	สภาวะ	วิธีวัด	ข้อต่อ	% Bias	% Bias (Avg.)
1	50 ลักซ์ 2 เมตร	เมาส์ - นิ้ว	ข้อศอก	5.16	20.37	31	250 ลักซ์ 2 เมตร	เมาส์ - นิ้ว	ข้อศอก	2.45	7.00
2			หัวไหล่	67.52		32			หัวไหล่	5.75	
3			สะโพก	12.65		33			สะโพก	6.91	
4			หัวเข่า	8.89		34			หัวเข่า	5.99	
5			ข้อเท้า	7.61		35			ข้อเท้า	13.91	
6		เมาส์ - ปากกา ดิจิตอล	ข้อศอก	5.5	21.44	36		เมาส์ - ปากกา ดิจิตอล	ข้อศอก	2.44	5.88
7			หัวไหล่	65.68		37			หัวไหล่	5.31	
8			สะโพก	16.58		38			สะโพก	7.13	
9			หัวเข่า	11.45		39			หัวเข่า	6.45	
10			ข้อเท้า	7.99		40			ข้อเท้า	8.07	
11	50 ลักซ์ 4 เมตร	เมาส์ - นิ้ว	ข้อศอก	5.97	3.63	41	250 ลักซ์ 4 เมตร	เมาส์ - นิ้ว	ข้อศอก	1.37	2.15
12			หัวไหล่	1.93		42			หัวไหล่	6.92	
13			สะโพก	0.93		43			สะโพก	0.40	
14			หัวเข่า	6.03		44			หัวเข่า	1.07	
15			ข้อเท้า	3.29		45			ข้อเท้า	0.99	
16		เมาส์ - ปากกา ดิจิตอล	ข้อศอก	6.3	2.69	46		เมาส์ - ปากกา ดิจิตอล	ข้อศอก	1.88	1.82
17			หัวไหล่	2.2		47			หัวไหล่	4.96	
18			สะโพก	0.14		48			สะโพก	1.63	
19			หัวเข่า	1.46		49			หัวเข่า	0.20	
20			ข้อเท้า	3.37		50			ข้อเท้า	0.42	
21	50 ลักซ์ 6 เมตร	เมาส์ - นิ้ว	ข้อศอก	4.83	3.73	51	250 ลักซ์ 6 เมตร	เมาส์ - นิ้ว	ข้อศอก	0.32	1.16
22			หัวไหล่	1.59		52			หัวไหล่	1.54	
23			สะโพก	2.77		53			สะโพก	0.14	
24			หัวเข่า	5.61		54			หัวเข่า	1.47	
25			ข้อเท้า	3.85		55			ข้อเท้า	2.33	
26		เมาส์ - ปากกา ดิจิตอล	ข้อศอก	0.68	2.10	56		เมาส์ - ปากกา ดิจิตอล	ข้อศอก	1.41	1.52
27			หัวไหล่	0.90		57			หัวไหล่	2.35	
28			สะโพก	0.28		58			สะโพก	0.84	
29			หัวเข่า	5.34		59			หัวเข่า	0.87	
30			ข้อเท้า	3.31		60			ข้อเท้า	2.15	



## 3.1 ผู้ทดลองใช้งานโปรแกรมชีวกลศาสตร์





## การทดลองตอนที่ 4

การใช้งานโปรแกรมในสภาพการทำงานจริง

### 4.1 ด้วย Paired T-Test

Results for: 800 Lux 3 m				
<b>Paired T-Test and CI: C1, C2</b>				
Paired T for C1 - C2				
	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	67.8	63.5	16.4
C2	15	67.8	63.5	16.4
Difference	15	0.045	0.815	0.210
95% CI for mean difference: (-0.406, 0.496)				
T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = 0.21 P-Value = 0.834				
<b>Paired T-Test and CI: C1, C3</b>				
Paired T for C1 - C3				
	N	Mean	StDev	SE Mean
C1	15	67.8	63.5	16.4
C3	15	67.8	63.5	16.4
Difference	15	-0.0033	0.3421	0.0883
95% CI for mean difference: (-0.1928, 0.1861)				
T-Test of mean difference = 0 (vs not = 0): T-Value = -0.04 P-Value = 0.970				

### 4.2 ด้วยการหาค่าเปอร์เซ็นต์ไบอัส

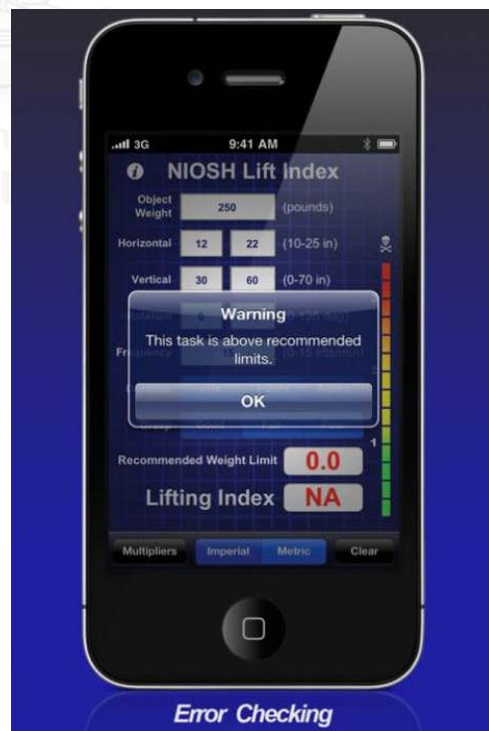
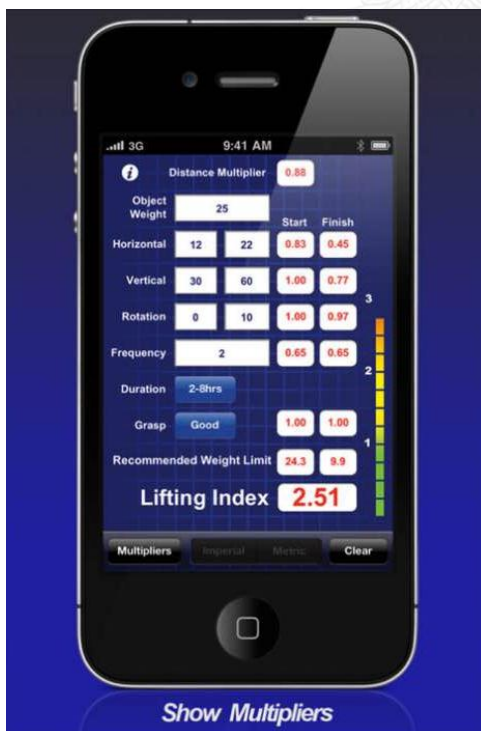
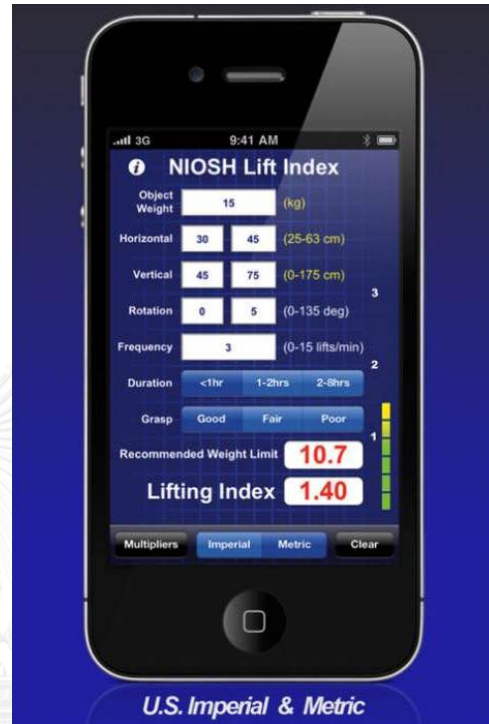
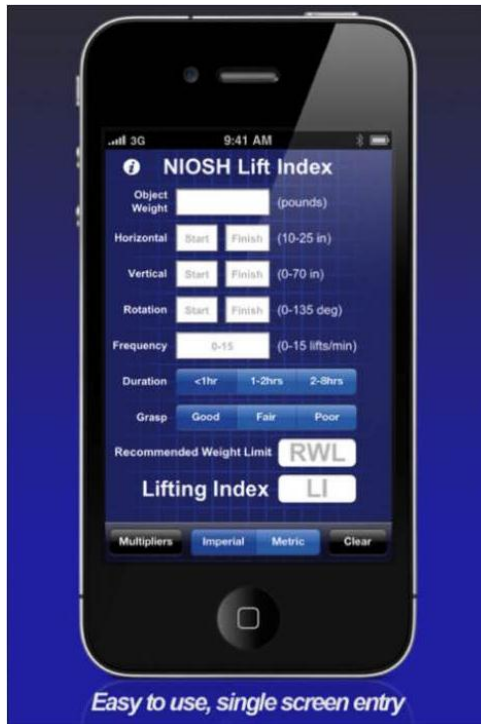
ลำดับ	สภาวะ	วิธีวัด	ข้อต่อ	เปอร์เซ็นต์ไบอัส	เปอร์เซ็นต์ไบอัส (เฉลี่ย)
1	15.5 กิโลกรัม ท่ายก Stoop 800 ลักซ์ 3 เมตร	เมาส์ - นิ้ว (C1-C2)	ข้อศอก	2.06	1.40
2			หัวไหล่	1.92	
3			สะโพก	1.63	
4			หัวเข่า	0.24	
5			ข้อเท้า	1.14	
6		เมาส์ - ปากกาดิจิตอล (C1-C3)	ข้อศอก	0.08	1.39
7			หัวไหล่	1.71	
8			สะโพก	1.01	
9			หัวเข่า	1.41	
10			ข้อเท้า	2.73	

ภาคผนวก ค

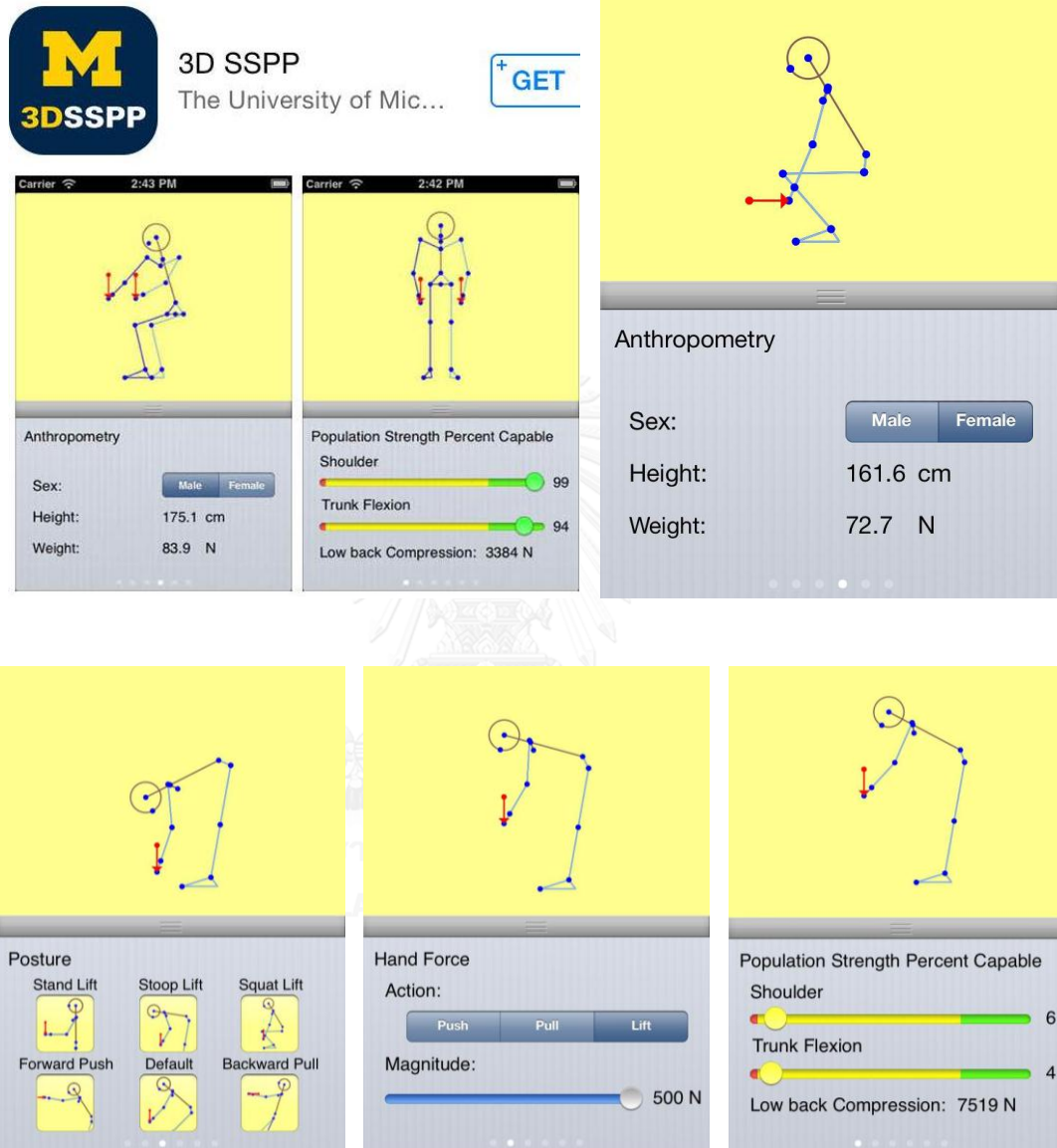
โปรแกรมที่ใช้คำนวณหาขนาดแรงและโมเมนต์ลัพธ์ในปัจจุบัน



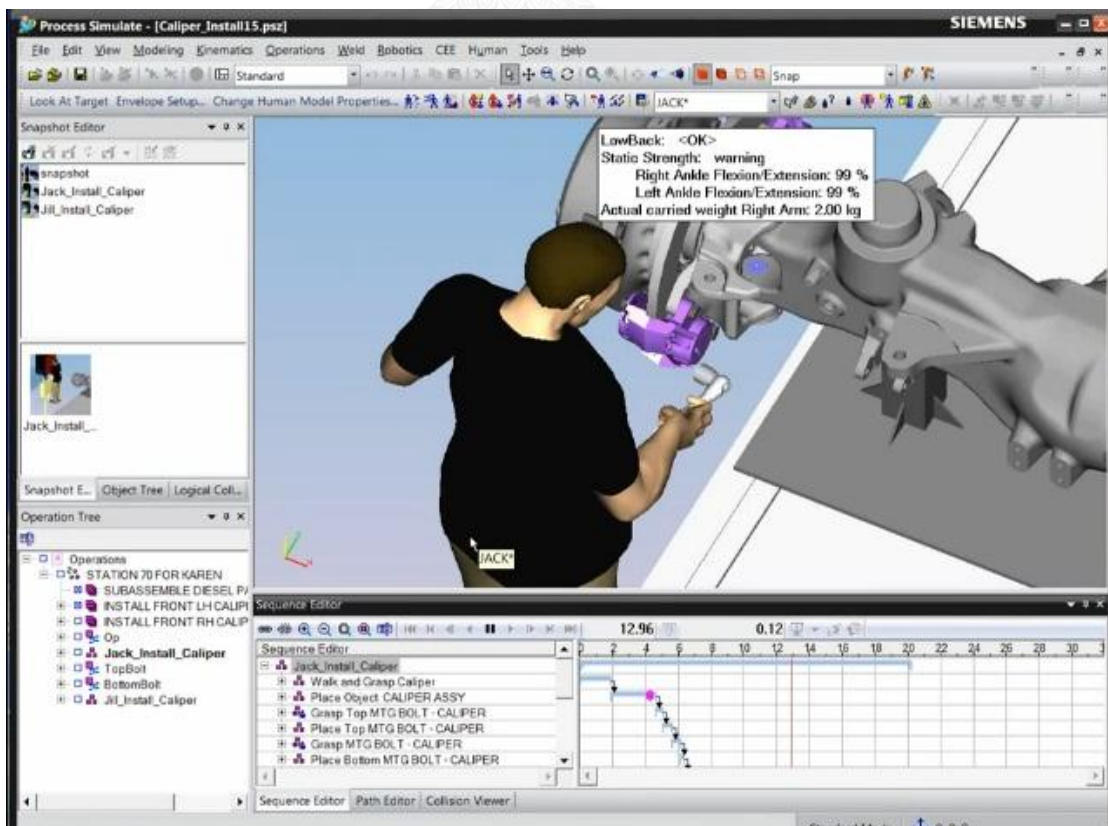
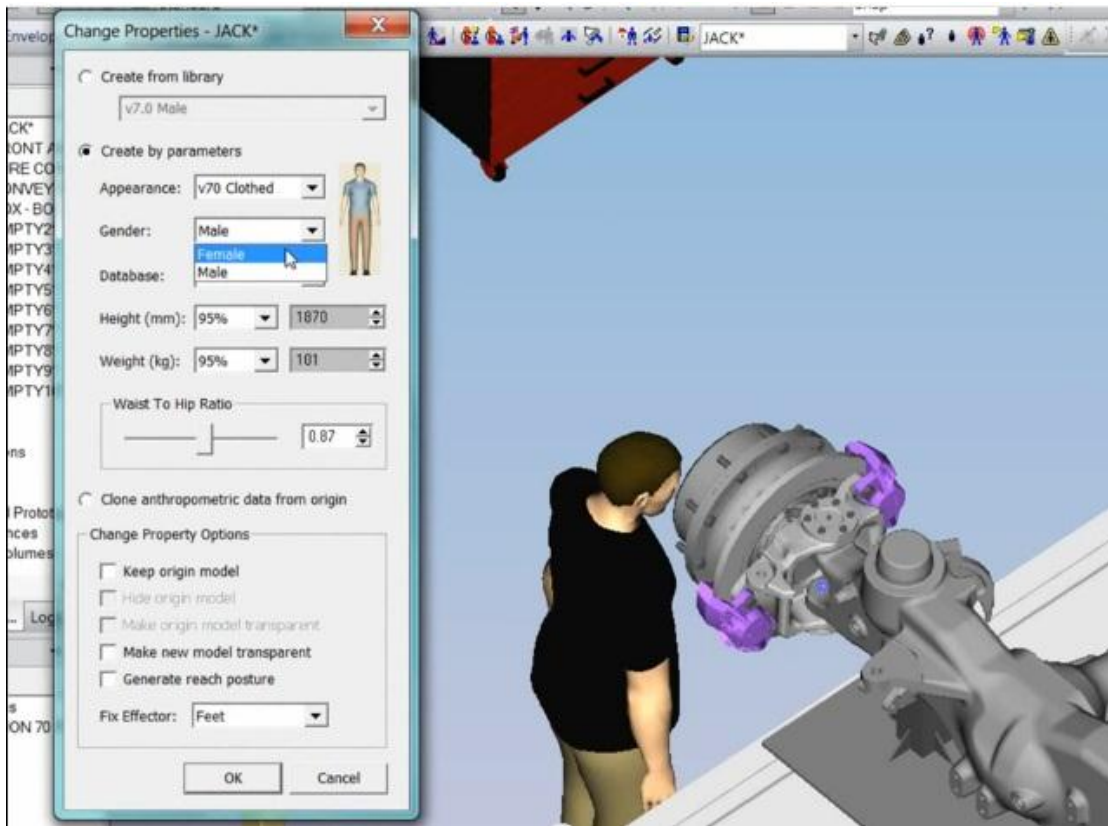
โปรแกรม NIOSH Lifting Equation



โปรแกรม The Three-Dimensional Static Strength Prediction Program (3DSSPP)



โปรแกรม Jack Human Simulate



### ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

ชื่อ นางสาว ศศิธร สิมสวัสดิ์ เกิดเมื่อวันที่ 19 พฤษภาคม พุทธศักราช 2530 ภูมิลำเนา อยู่ที่จังหวัดเลย สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนเลยพิทยาคม จังหวัดเลย ระดับปริญญาตรีจบการศึกษาจากสาขาวิศวกรรมเคมี คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี กรุงเทพมหานคร ในปีการศึกษา 2552 และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหกรรม คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2555 ปัจจุบันทำงานในตำแหน่ง วิศวกรฝ่ายขาย บริษัท เรโน เทคโนโลยี จำกัด

