

## บทที่ 2

### วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

สำหรับงานผลึกมีการวิจัยกันอย่างกว้างขวางในระดับสากล โดยเฉพาะในประเทศสหรัฐอเมริกาและยุโรป เพื่อพัฒนาการงานการเคลื่อนย้ายวัสดุด้วยมือมากกว่า 40 ปี สำหรับในประเทศไทยแล้ว งานวิจัยด้านนี้ยังมีไม่มากนัก ข้อมูลสนับสนุนทำงานวิจัยที่สืบค้นส่วนใหญ่จึงอ้างอิงจากงานวิจัยที่ได้มีการทำมาแล้ว

#### 2.1 ประเภทของงานการเคลื่อนย้ายวัสดุโดยใช้มือ

นักวิจัยและพัฒนาด้านการยศาสตร์ได้ทำการวิจัยการออกแบบงานในการเคลื่อนย้ายวัสดุ โดยการใช้มือสำหรับการทำงานในงานอุตสาหกรรมที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนย้ายวัสดุโดยการใช้มือ ที่สามารถจัดเป็นประเภทของงานดังต่อไปนี้คือ

- 2.1.1. งานประเภทงานยกวัสดุขึ้น (Lifting)
- 2.1.2. งานประเภทงานยกลง (Lowering)
- 2.1.3. งานประเภทงานที่ผลักไปข้างหน้า (Pushing task) งานประเภท การดึงหรือลากถอยหลัง (Pulling task)
- 2.1.4. งานประเภทงานที่ต้องยกและเคลื่อนย้าย (Carrying task)

#### 2.2 งานผลึก

งานผลึกเป็นงานประเภทหนึ่งในกลุ่มของงานการเคลื่อนย้ายวัสดุ มีทั้งงานผลึกโดยไม่มีอุปกรณ์ช่วยคือผลึกวัสดุที่วางไปตามพื้น สำหรับในกรณีเคลื่อนย้ายสิ่งของที่มีปริมาณมาก โดยการใช้มือในการทำงานจำเป็น ต้องใช้อุปกรณ์ช่วยคือ รถเข็น ซึ่งมีทั้งแบบ สองล้อ สี่ล้อหรือ อุปกรณ์อื่นๆ

## 2.3 ปัจจัยสำคัญที่มีผลต่องานผลัก

งานผลัก (Pushing task) มีปัจจัยสำคัญ (Factors) หลายประการที่มาจากเกี่ยวข้องและส่งผลต่อการทำงาน ดังภาพที่ 2.1 แสดงให้เห็นปัจจัยหลัก 4 ประการ คือ

- 2.3.1. ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับ คน (Human factors)
- 2.3.2. ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับงาน (Task factors)
- 2.3.3. ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับ อุปกรณ์ (Cart / Equipment factors)
- 2.3.4. ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับพื้นผิวที่ปฏิบัติงาน (Ground factors)



ภาพที่ 2.1 แสดงปัจจัยต่างๆ สำหรับงานผลัก

### 2.3.1 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับคน

คนเป็นผู้ปฏิบัติงานและควบคุมอุปกรณ์ในการทำงาน ดังนั้นคนจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะเข้ามาควบคุมระบบการทำงาน การออกแบบสถานีงานหรืออุปกรณ์ให้เหมาะสมกับผู้ใช้ ดังนั้นหากไม่คำนึงถึงปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับคนย่อมทำให้ประสิทธิภาพของการทำงานลดลง เนื่องจากคนมีลักษณะของมิติทางกายภาพในเรื่อง น้ำหนัก ความยาว ความกว้าง ปริมาตรของแต่ละคนที่แตกต่างกันไป เมื่อถูกกำหนดให้เข้าไปอยู่ในสภาพแวดล้อมของสถานที่ทำงานที่มี พบว่าสถานียานย่อมมีความสำคัญต่อมิติทางกายภาพของคน

2.3.1.1 ขนาดสัดส่วนของร่างกาย กิตติ อินทรานนท์ (2548) ได้อธิบายว่าการศึกษาสัดส่วนร่างกาย เช่น น้ำหนัก มวล จุดศูนย์ถ่วง และความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ ถือว่าเป็นความสำคัญต่อการออกแบบ เครื่องมือ อุปกรณ์ และสถานงาน สัดส่วนของร่างกายมีความสำคัญมากต่อการวิจัยทางด้านวิธีการชีวกลศาสตร์

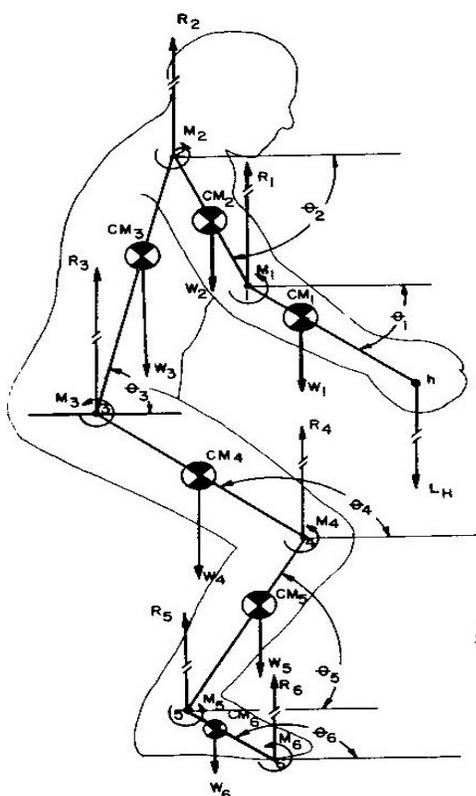
Chaffin and Anderson ( 1990 ) ได้กล่าวไว้ว่า ขนาดสัดส่วนของร่างกายเป็นข้อมูลทางวิทยาศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับ ขนาด มวล รูปทรงของคน การวัดขนาดสัดส่วนของร่างกาย เพื่อเป็นข้อมูลในทางสถิติในการนำไปใช้เป็นพื้นฐานทางชีวกลศาสตร์ เพื่อทำนายหาค่าของแรงในการทำงาน พื้นที่ของการทำงาน ขนาดความยาวสัดส่วนของร่างกายแต่ละส่วนเหมือนกับระบบชิ้นส่วนต่อโยง (Linkage System) ซึ่งมีข้อต่อ (Joint) มีจุดศูนย์ถ่วง มีความสำคัญต่อการออกแบบผลิตภัณฑ์ที่คนเข้าไปเกี่ยวข้อง ความแตกต่างของขนาดสัดส่วนของร่างกายขึ้นอยู่กับเชื้อชาติ ความแตกต่างทางสังคม และสิ่งแวดล้อมทางเศรษฐศาสตร์

ระหว่างคนที่อยู่ในภูมิภาคทางเอเชียกับทางยุโรปล้วนมีวัฒนธรรมความเป็นอยู่ค่อนข้างแตกต่างกัน ความแข็งแรงเป็นความสัมพันธ์ของขนาดร่างกาย น้ำหนัก ส่วนสูง คนที่มีความแข็งแรง จะบ่งบอกถึงความสามารถในการทำงาน ดังนั้นมีความจำเป็นต้องทำการวัดสัดส่วนของร่างกายในกลุ่มประชากรที่ใช้ในการออกแบบทดลองงานวิจัย เช่น น้ำหนัก ความสูง ความสูงระดับหัวไหล่ ความกว้างของอก ระดับหัวเข่า ระดับที่ข้อมือ เพื่อใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับสำหรับนำค่าไปใช้ในโมเดลที่ใช้แนวทางของชีวกลศาสตร์ รวมทั้งนำข้อมูลไปสร้างสถานงานให้เหมาะสม

กิตติ อินทรานนท์ (2543) การวัดสัดส่วนร่างกายโดยทั่วไปทำได้ 2 วิธี คือ การใช้เครื่องมือวัดโดยตรงและวิธีทางภาพถ่าย สำหรับงานวิจัยนี้ ใช้วิธีการวัดโดยตรง โดยการใช้เครื่องมือวัดในแนวเส้นตรงและเส้นโค้ง คำว่ามีติเส้นตรงคือ ระยะที่สั้นที่สุดระหว่างจุดสองจุดบนร่างกาย ก่อนการวัดต้องทำเครื่องหมายจุดต่างๆ บนร่างกายที่เราต้องการวัดระยะทาง เราเรียกว่าจุดกำหนด ถ้าเป็นความยาวของอวัยวะของร่างกายก็จะเป็นจุดเริ่มต้นจุดสิ้นสุดของร่างกายส่วนนั้น การวัดสัดส่วนร่างกายเรียกว่า วิธีการทางวิศวกรรมของสัดส่วนร่างกาย ซึ่งต้องนำมาใช้ในการคำนวณ สำหรับรูปแบบโมเดลทางชีวกลศาสตร์โดยมีมวลของแต่ละส่วน (Mass of body segment) มีจุดหมุนที่ข้อต่อ มีการกำหนดจุดศูนย์ถ่วง เมื่อมีแรงกระทำที่ตำแหน่งต่างๆ ระบบชิ้นส่วนต่อโยงของร่างกายมนุษย์ (Linkage) นอกจากนี้ยังเป็นค่าที่นำไปใช้ในการออกแบบสถานงานด้วย

อภิชาติ แก้วพาลชน (2545) ได้ทำการวัดสัดส่วนของร่างกายเพื่อใช้ประกอบงานวิจัย ด้านงานผลึกและงานลาก โดยใช้ข้อมูลของการวัดสัดส่วนต่างๆ ของร่างกายถึง 24 ตำแหน่งเพื่อนำค่าต่างๆ ไปใช้กับโมเดลไดนามิกที่ใช้แนวทางทางชีวกลศาสตร์

สำหรับงานผลึกจะพบว่าสถานะของงานผลึกมีความเกี่ยวข้องกับสัดส่วนต่อร่างกาย คือ สัดส่วนของร่างกายที่แตกต่างกันไป เช่น ความสูงของคนแตกต่างกันไป เมื่อไปใช้งานกับอุปกรณ์ที่มีอยู่แล้วย่อมทำให้ตำแหน่งท่าทางของผู้ใช้อุปกรณ์มีท่าทางที่แตกต่างกัน เช่น ตำแหน่งของข้อศอกมีมุมที่ไม่เท่ากัน ย่อมส่งผลให้การถ่ายแรงไปตามชิ้นส่วนที่ข้อต่อแต่ละชิ้นของร่างกายไม่เท่ากัน การรับภาระงานของกล้ามเนื้อโครงร่างที่แตกต่างกันออกไป ย่อมส่งถ่ายแรงไปยังหมอนรองกระดูกที่แตกต่างกันออกไปด้วยเช่นกัน



ภาพที่ 2.2 แสดงชิ้นส่วนต่อโยงซึ่งเกิดแรงและโมเมนต์กระทำจากงานยกเมื่อมุม  $\theta_x$  เปลี่ยนไป ย่อมทำให้ท่าทางการทำงาน แรงและโมเมนต์จะเปลี่ยนตามด้วย  
( ที่มา : Chaffin and Anderson, 1990, p 191)

Chaffin and Anderson (1991) ได้อธิบายเรื่องของสัดส่วนร่างกายที่มีผลกับท่าทางการทำงานในแนวทางชีวกลศาสตร์โดยใช้โมเดลสถิต (Static) ซึ่งจากภาพที่ 2.2 แสดงให้เห็นว่าท่าทางการทำงานของงานยกจะส่งผลให้ขนาดของแรงที่ข้อต่อต่างๆ แตกต่างกันไป หากสังเกตที่ตำแหน่งของมุม  $\theta_1$  (มุมของท่อนแขนส่วนล่างที่ทำมุมกับแนวระนาบที่ระดับเดียวกับจุดหมุนที่ข้อศอก) หากตำแหน่งของมุม  $\theta_1$  เปลี่ยนไป เช่น ตำแหน่งมือยกขึ้นสูงมากกว่าเดิมจะทำให้ขนาดของแรงที่กระทำที่ชิ้นส่วนต่างๆ ของร่างกายเปลี่ยนไปตามท่าทางการทำงาน (เนื่องจากไม่สามารถหาภาพของงานผลึกมาแสดงได้ จึงนำภาพงานยกมาใช้แสดงเพื่อเปรียบเทียบใช้แทน)

2.3.1.2 ปัจจัยเรื่องกำลังของกล้ามเนื้อในสภาวะสถิต กิตติ อินทรานนท์ (2543) ได้พูดถึงความแข็งแรงของกล้ามเนื้อซึ่งแสดงถึงความสามารถในการทำงานของคน กำลังสถิตของกล้ามเนื้อ (Static muscle strength) เป็นความสามารถของกล้ามเนื้อในการสร้างแรงหรือกำลังบิดสูงสุดในช่วงเวลาสั้นๆ โดยร่างกายไม่เคลื่อนที่ที่ระดับความสามารถในการทำงานของกล้ามเนื้อ โดยไม่ก่อให้เกิดอันตรายแก่ผู้ปฏิบัติงาน ข้อมูลเหล่านี้นำไปใช้ประโยชน์สำหรับการออกแบบสร้างเครื่องมือให้เหมาะสมกับประชากรกลุ่มนั้น ผู้ชายมีกำลังกล้ามเนื้อสถิตแข็งแรงกว่าผู้หญิงโดยความแข็งแรงของผู้หญิงเทียบเป็น 65 เปอร์เซ็นต์ของผู้ชาย กิตติ อินทรานนท์ (2543) ได้ทำการวิจัยผลการวัดกำลังสถิตของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆ ของกลุ่มประชากรในภาคตะวันออกเฉียงเหนือของประเทศไทยในปี พ.ศ.2531 ที่ประกอบอาชีพเกษตรกรรมและอุตสาหกรรม เป็นชาย 250 คน และหญิง 250 คน อายุระหว่าง 18-55 ปี เพื่อกำหนดเป็นค่ามาตรฐานกำลังของกล้ามเนื้อสถิตสำหรับคนไทยเพื่อนำไปใช้ประโยชน์ในด้านการยศาสตร์

Chaffin et al (1991) สรุปว่าการประเมินความแข็งแรงของกล้ามเนื้อในทางการแพทย์ที่ใช้กันมาก คือการประเมินในทางสรีระวิทยาโดยการวัด ความสามารถสูงสุดที่กล้ามเนื้อออกแรงได้ วัดค่าความแข็งแรงสถิตและการวัดสัดส่วนของร่างกายของประชากรที่หลากหลาย เพื่อพัฒนาข้อมูลให้เป็นค่ามาตรฐาน เมื่อกล้ามเนื้อรับภาระงาน กล้ามเนื้อจะเกิดความล้ามากขึ้นและความแข็งแรงลดลงเมื่อทำงานช่วงเวลานานขึ้น ดังนั้นเวลาการทำงานไม่ควรเกิน 10 วินาที เพื่อหลีกเลี่ยงความล้าของกล้ามเนื้อ แต่การเกิดสภาวะสถิตอยู่ที่ระหว่าง 4-6 วินาที มีค่าเฉลี่ยสูงสุดที่ 3 วินาที โดยมีการทดลองการวัดค่าความแข็งแรงสถิตของกล้ามเนื้อด้วยการให้ออกแรงที่ภาวะหยุดนิ่งที่ระหว่าง 4-6 วินาที โดยอุปกรณ์การวัด ใช้ค่าเฉลี่ยที่ 3 วินาที แล้วจัดให้มีการพักของการทำงาน 30 วินาทีถึง 2 นาที

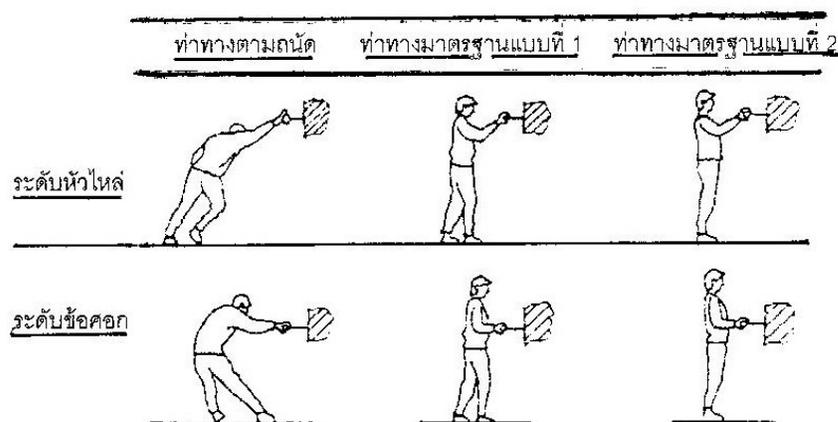
สำหรับงานวิจัยการวัดกำลังกล้ามเนื้อสถิตที่เกี่ยวข้องกับงานผลึกอยู่ในสภาวะสถิตนั้น ผู้เข้ารับการทดลองต้องวัดความแข็งแรงของกล้ามเนื้อเพื่อตรวจสอบความแข็งแรงสถิตของ

กล้ามเนื้อแล้วนำไปเปรียบเทียบกับค่าของความแข็งแรงที่มีผู้วิจัยหาไว้เป็นมาตรฐานแล้ว จะได้ทราบว่าผู้ทดลองมีระดับของความแข็งแรงกล้ามเนื้ออยู่ในระดับใด มีผลกระทบต่อข้อมูลการออกแบบการทดลองหรือไม่

2.3.1.3 ปัจจัยเรื่องเพศ (Gender) และอายุ (Age) ของผู้ปฏิบัติงาน ในงานอุตสาหกรรมโดยทั่วไปนั้น มีผู้ปฏิบัติงานทั้งเพศชายและเพศหญิงที่อายุแตกต่างกันไปในอุตสาหกรรมแต่ละประเภท ตั้งแต่งานหนักจนถึงงานเบา สำหรับทางการยศาสตร์นั้นเพศและอายุเป็นปัจจัยสำคัญที่ควรนำมาพิจารณาในการทำงาน

Imrhan, (1999) กล่าวไว้ว่า ผู้หญิงกับผู้ชายความแข็งแรงขึ้นอยู่กับท่าทาง และความแข็งแรง โดยมีอัตราส่วนระหว่าง 0.5 ถึง 0.9

2.3.1.4 ปัจจัยเรื่องท่าทางในการทำงาน และตำแหน่งของเท้า ในงานผลึก Daams (1993) ทำงานวิจัยเกี่ยวกับท่าทางการทำงานกับการออกแรงสถิตในงานผลึกและงานดิ่ง



ภาพที่ 2.3 การออกแบบการทดลองของ Daams, งานผลึก (บน) และดิ่ง (ล่าง)  
(ที่มา: Daams, 1993)

โดยมีวัตถุประสงค์คือ ต้องการแรงสถิตสูงสุดที่ท่าทางการทำงานต่างๆ กันไป โดยแบ่งการทดลองออกเป็น 3 ขั้นตอน

- การทดลองขั้นตอนที่ 1 โดยการออกแบบการทดลองใช้คน 5 คน ในการทดลองกำหนดตัวแปรอิสระ คือ ท่าทางการทำงาน และระยะความสูงของแขนจับและ ลักษณะงานโดยท่าทางการทำงานแบ่งเป็น 3 ท่า คือ ท่ามาตรฐานที่ 1, 2 และท่าทางตามถนัดจากผู้ทดลอง ส่วนสูงแบ่งเป็น 2 ระดับ คือ ระดับหัวไหล่และข้อศอก ลักษณะงานแบ่งเป็น 2 ระดับ คือ งานผลึก

และงานลาก การกำหนดลักษณะท่าทางการทำงานของ Daams ในภาพที่ 2.3 และปัจจัยตัวแปรอิสระรายละเอียดในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 แสดงปัจจัยการทดลองของ Daams, (1993)

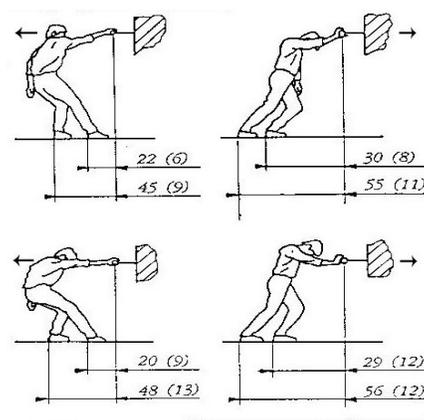
การออกแบบการทดลองของ Daams, ( 1993 )			
		ค่าระดับของตัวแปร	
ตัวแปรอิสระใน	ระยะความสูงมือจับจากพื้น	หัวไหล่ (ซม.)	
		ข้อศอก (ซม.)	
การทดลอง			ตำแหน่งการวางเท้า. ในการทำงาน
ท่าทางการทำงาน	ท่าทางการทำงาน	มาตรฐาน 1	เท้าเหลื่อมกัน 30 เซนติเมตร
		มาตรฐาน 2	เท้าเสมอกัน
		ท่าทางตามถนัด	ตำแหน่งเท้าอิสระตามถนัดของผู้ปฏิบัติงาน
ลักษณะงาน	ลักษณะงาน	งานหลัก	
		งานลาก	

ในการทดลองครั้งที่ 1 ผู้ทดลอง: ชาย 2 คนหญิง 3 คน ที่อายุแตกต่างกันเป็นคณงานในมหาวิทยาลัยที่มีอายุเฉลี่ย 37 ปี ส่วนสูงเฉลี่ย 1.81 เมตร น้ำหนักเฉลี่ย 77 กก. ทำ 2 ครั้ง (Replicate)

หลังจากการทดลองครั้งที่ 1 จำนวน 2 ครั้ง (Replicate) เขาได้หาสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation coefficient) ระหว่างสองครั้งนั้นดังนี้

- สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของท่ามาตรฐานที่ 1 เท่ากับ 0.76
- สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของท่ามาตรฐานที่ 2 เท่ากับ 0.76
- สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของท่าอิสระเท่ากับ 0.82

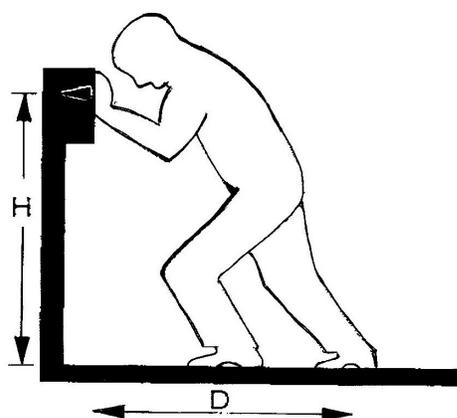
การทดลองครั้งที่ 2 (ทำหลังจากการทดลองครั้งที่ 1 เป็นเวลา 10 เดือน ยังใช้ประชากรกลุ่มเดิม จากการทดลองครั้งที่ 1 พบว่าท่าทางการทำงานแบบอิสระหรือกำหนดเองโดยคนทำงานนั้น ให้แรงได้สูงสุดและเป็นท่าทางธรรมชาติที่สุด ให้แรงผลักและดึงสูงสุด ผู้ปฏิบัติงานเป็นผู้แนะนำว่าท่าทางอิสระทำงานง่ายเป็นธรรมชาติ ทั้งยังออกแรงได้ดีกว่าท่ามาตรฐาน และดูจากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของท่าอิสระเท่ากับ 0.82 มีค่าสูง จึงมีการวางแผนการทดลองใหม่กับคนกลุ่มเดิม ในสภาพในปัจจุบันที่เหมือนกันทุกอย่าง ยกเว้นปัจจัยเดียวที่เปลี่ยนไป คือ ท่าทางที่เลิกใช้ท่าทางมาตรฐานที่ 1 และ 2 โดยใช้ท่าทางอิสระอย่างเดียว จากการทดลองครั้งที่สอง Daams ในการทดลองครั้งที่ 2 ใช้ผู้ทดลอง 20 คน เป็นชาย 10 คน หญิง 10 คน เป็นนักศึกษาในมหาวิทยาลัยพบว่าการวางเท้าของผู้ปฏิบัติมีค่าใกล้เคียงกับท่ามาตรฐานที่ 1 จำนวนถึง 2 ใน 3 ของผู้ทดลองวางเท้าใกล้เคียงเหมือนครั้งแรก แม้มีการทดลองซ้ำ (พร้อมทั้งหาสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตำแหน่งการวางเท้าด้วย) แล้วจึงหาค่าเฉลี่ยระยะการวางเท้าเพื่อออกแบบท่าทางการวางเท้า โดยใช้ถ่ายภาพยนตร์ และวัดตำแหน่งการวางเท้า จนได้ท่าที่คิดว่าดีและเหมาะสมที่สุด สำหรับงานผลักและงานลาก งานวิจัยนี้ไปสอดคล้องกับท่ามาตรฐานที่ Chaffin เคยทำไว้ในปี 1983 ลักษณะการวางเท้าในงานผลักที่กำหนดขึ้นมา เรียกว่า ฟังก์ชันนัล (Functional posture) แสดงในภาพที่ 2.4 ให้มีความมั่นใจได้มีการออกแบบการทดลองครั้งที่ 3 เพื่อตรวจสอบ Functional posture ที่ออกแบบมาว่า เมื่อทำงานจริงจะมีผลต่อการทำงานอย่างไร



ภาพที่ 2.4 ท่าทาง ฟังก์ชันนัล (Functional posture)  
แสดงค่าเฉลี่ย และในวงเล็บเป็นค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ซ.ม.)  
(ที่มา: Daams, 1993)

สรุปผลการทดลองของ Daams (1993) ได้ว่า ทำการทำงานอิสระสามารถออกแรงได้มากที่สุด รองลงมาคือ Functional และตามด้วยท่ามาตรฐานที่ 1 จากการวิเคราะห์ความแปรปรวนพบว่า ระยะสูงของมือจับ ทิศทางของแรง ทำทางการทำงาน เพศ ล้วนมีผลเกี่ยวเนื่องกัน (Interaction) ทั้งสิ้น ส่วนท่าทางการทำงานที่กำหนดขึ้นจากการทดลองนั้น ตำแหน่งการวางเท้า วัดเป็นอัตราส่วนเป็นเปอร์เซ็นต์ค่าเฉลี่ยของส่วนสูง สามารถนำไปใช้กับงานวิจัยที่สภาพเดียวกัน เพราะเป็นท่าที่กำหนดและผลของการทดลองพบว่า มีค่าการทำงานประสิทธิภาพใกล้เคียงกับท่าอิสระแต่สามารถกำหนดระยะได้ชัดเจนมากกว่า

อภิชาติ แก้วพาลชน (2545) ได้อ้างถึงงานวิจัยของ Ayuob และ McDaniel ในปี 1974 เกี่ยวกับการออกแรงดึงและดันในภาวะสถิต โดยกำหนดท่าทางการทำงานที่จะทำให้เกิดแรงมากที่สุดคือ เท้าซ้ายอยู่ด้านหน้า 12 นิ้ว เท้าขวาอยู่ด้านหลังเหยียดตรง เขนเหยียดตรงตลอดเวลา และให้ผู้ทดลองออกแรงดันแกนจำลองให้มากที่สุด ผลการทดลองพบว่า ความสูงที่มือจับ ประมาณ 70 เปอร์เซ็นต์ของหัวไหล่



ภาพที่ 2.5 ท่าทางการทำงานหลักจากงานวิจัยของ Mital (ที่มา: Mital, 1997, p 103)

Mital และคณะ (1997) ได้ทำงานวิจัยงานหลักโดยแบ่งเป็นหลายท่าทาง ในภาพที่ 2.5 เป็นท่าทางหนึ่งแสดงการทำงานหลักโดยจัดท่าทางการทำงานหลักแบบสองมือ ใช้การประเมินด้วยวิธีจิตฟิสิกส์และสรีรวิทยา โดยหาค่าของแรงสถิตและแรงพลวัต ซึ่งออกแบบการทดลองและสรุปผลเป็นค่าทางสถิติแบบเปอร์เซ็นต์ไทล์ โดยมีปัจจัยสำคัญ คือค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่พื้นกับรองเท้าในสภาพลื่นมากคือ 0.3 และสภาพปานกลางคือ 0.6 จากผลการทดลองในท่าทาง

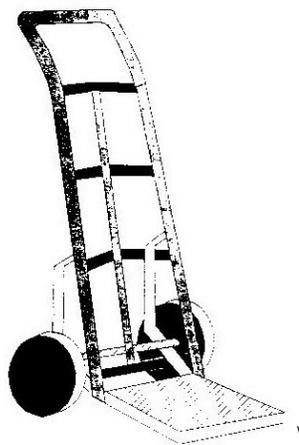
การทำงานเดียวกัน พื้นผิวสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานต่ำออกแรงสถิติได้น้อยกว่าพื้นที่มีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานสูงอย่างชัดเจน

### 2.3.2 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับงาน

ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับงานมีดังนี้ ลักษณะของงานเป็นงานผลึก ทิศทางการเคลื่อนที่ ความเร็ว ความถี่ในการผลึก ระยะทางในการเคลื่อนที่ แรงที่ใช้ในการผลึกทั้งแบบสถิติและแบบพลวัต รวมทั้งสภาพแวดล้อมของงาน

### 2.3.3 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับอุปกรณ์

อุปกรณ์ที่ช่วยในการขนย้ายวัสดุมีหลายประเภท สำหรับการทำงานผลึกด้วยมือนั้น ส่วนใหญ่มักใช้อุปกรณ์ที่ช่วยผ่อนแรงในการขนย้าย เช่น รถเข็นแบบสี่ล้อ สองล้อ และแบบอื่นๆ ซึ่งการออกแบบอุปกรณ์ทุกส่วนมีความสำคัญต่อการทำงานและถูกต้องตามหลักกายศาสตร์ เพราะอุปกรณ์เป็นสื่อระหว่างผู้ปฏิบัติงานว่าจะใช้แรงอย่างไรผ่านอุปกรณ์เหล่านี้ เมื่อออกแรงขึ้น ต้องรู้สึกสบาย การสัมผัสต้องดี ต้องทำงานด้วยความปลอดภัย ง่ายต่อการใช้งานและรู้สึกมั่นคง ในขณะที่ทำงาน ในภาพที่ 2.6 เป็นอุปกรณ์ช่วยในการขนย้าย



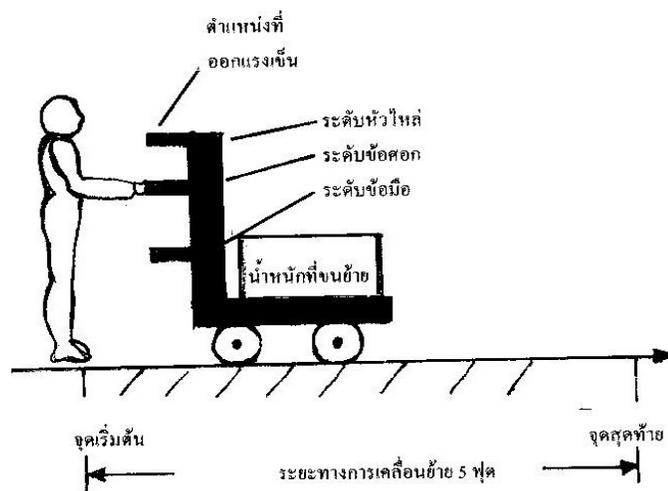
ภาพที่ 2.6 ลักษณะอุปกรณ์ขนย้ายแบบรถเข็น (ที่มา: Mital, 1997, p 137)

### 2.3.3.1 ปัจจัยเรื่องความสูงมือจับหรือตำแหน่งการจับที่ใช้ในการจับยึดในงานผลึก

การทำงานผลึก ปัจจัยเรื่องของความสูงของระยะความสูงของมือจับที่ใช้ในการจับยึดในงานผลึก (Handhold High) ความสูงของระยะมือจับจะเป็นตัวกำหนดท่าทางการทำงาน (Posture) ความสูงมีผลกระทบกับการออกแรงผลึก เพราะขนาดสัดส่วนร่างกายของแต่ละคนนั้น ไม่ได้เหมาะสมกับสภาพการทำงานที่ออกแบบ สิ่งที่สำคัญคือ การออกแรงผลึกจะสัมพันธ์กันโดยตรงกับท่าทางการทำงานและจะส่งผลต่อระบบการทำงานของร่างกาย กล้ามเนื้อ เอ็น กระดูก ระบบกล้ามเนื้อโครงร่างเมื่อรับภาระงานจะเกิดแรงอัดและแรงเฉือนที่ L5/S1 และค่าโมเมนต์ต่างๆ ที่เกิดขึ้นกับระบบชิ้นส่วนต่อโยงของร่างกาย (Linkage systems) ความสูงของตำแหน่งจับยึดที่ปรับระยะได้ เป็นทางเลือกหนึ่งในการกำหนดท่าทางการทำงานได้ การเลือกใช้รูปแบบของแขนจับ เช่น การใช้แขนจับแนวตั้ง ซึ่งผู้ปฏิบัติงานสามารถเลือกใช้ระยะความสูงที่เหมาะสมสำหรับตัวเอง เพื่อกำหนดท่าทางการทำงานที่ถนัดได้

Imrhan (1999) ได้กล่าวถึง ระดับความสูงของแรงที่ทำงานขนย้ายวัสดุที่กระทำว่า ควรอยู่ระดับใดเหมาะสมซึ่งจะขึ้นอยู่กับท่าทางการทำงาน โดยเฉพาะมุมที่แขนและเข่า และลักษณะของงานว่า ลากหรือผลึก แต่ทิศทางทางที่ส่งแรงได้ดีคือแนวนอน ตำแหน่งควรอยู่ระหว่างอก และเข่าและควรทำงานในท่ายืน นอกจากนั้นยังมีประเด็นสำคัญอีกคือ มุมของข้อศอก แรงเสียดทานที่พื้นกับรองเท้า

Resnick and Chaffin (1995) ได้วิจัยเพื่อประเมินความสูงของระยะแขนจับยึด จะส่งผลต่อค่าแรงสูงสุดอย่างไร โดยประเมินด้วยวิธีชีวกลศาสตร์ตามไดนามิคโมเดลของ Chaffin และ Andersson (1991) เพื่อหาค่าของแรงที่ใช้หลักแบบพลวัตโดยพิจารณาจากแรงภายนอกและภายในเพื่อต้องการทราบค่าแรงอัดสูงสุดที่กระทำต่อ L5/S1 และยังมีกำหนดระยะความสูง 3 ระดับ ที่ระดับ ข้อมือ ข้อศอก และหัวไหล่ ของความสูงของแต่ละคน และได้สร้างอุปกรณ์ ดังภาพที่ 2.7 เพื่อกำหนดความสูงที่ใช้ในงานวิจัย



ภาพที่ 2.7 การออกแบบการทดลองของ Marc L. Resnick และ Don B. Chaffin (1995)

ตารางที่ 2.2 การออกแบบการทดลองของ Resnick and Chaffin

ตัวแปรอิสระ	ระดับ	จากพื้นถึง
ระยะความสูง	3	ข้อมือ
		ข้อศอก
		หัวไหล่
น้ำหนักที่ใช้ในการเคลื่อนย้าย (กิโลกรัม)	5	45
		90
		135
		225
		450
ลักษณะงาน (ยาก, ง่าย)	2	ยาก
		ง่าย

วัตถุประสงค์คือ ต้องการหาแรงสถิติที่ใช้กับรถเข็นโดยการไฮโดรลิกส์เพื่อหาค่าของ แรงสถิติที่ได้จากงานผลัก และหาแรงพลวัต และเพื่อทราบความเร็วในการเคลื่อนที่และหาแรงอัดสถิติที่กระทำต่อ L5/S1

ในการใช้จิตฟิสิกส์การทดลองเคลื่อนที่ 5 ฟุต โดยการถ่ายภาพยนต์ที่มีการบันทึกเวลาในขณะที่ทำงานและที่ข้อต่อเช่น ข้อศอก หัวไหล่ ติดตั้งตัวสะท้อนแสงกับข้อต่อขึ้นส่วนมนุษย์ รวมทั้งติดอุปกรณ์ วัดแรงที่มีมือจับ รวมทั้งการปรับระดับ และการใช้น้ำหนักแบบหนักสลับเบาตามหลักจิตฟิสิกส์และใช้ไดนามิคโมเดลคำนวณหาแรงที่หมอนรองกระดูก L5/S1 โดยคำนวณจากการเคลื่อนที่แบบเฟรมต่อเฟรม ในภาพยนตร์

ผลการทดลอง วิเคราะห์ความแปรปรวน ได้ตัวแปรตามคือ ค่าแรงสถิติสูงสุดที่อุปกรณ์วัดที่มีมือจับ ความเร็ว ความเร่ง ได้ค่าเฉลี่ยแรงสถิติสูงสุดในผู้หญิง (Peak hand force) 119 นิวตัน ในผู้ชาย 215 นิวตัน ส่วนความเร็วขึ้นอยู่กับน้ำหนักที่เคลื่อนย้ายยากหรือง่าย (งานง่าย 0.4 ม. ต่อ วินาที งานยาก 0.44 ม.ต่อ วินาที) และใช้ โปรแกรมคำนวณ พบว่า ใช้โมเดลของ Chaffin and Anderson ในปี 1991 ในผู้หญิงไม่เกินค่า AL (Action Limit) ของ NIOSH ที่ควรระวังคือ อย่าให้แรงผลักดันสูงสุดเกินกำลังความแข็งแรงของกล้ามเนื้อ สถิต จะทำให้เกิดการบาดเจ็บ

Resnick et. Al (1995) ยังมีวัตถุประสงค์ที่สองคือ จัดให้ผู้ทดลอง ทำงานผลักเหมือนสภาพในโรงงานอุตสาหกรรม โดยเดินให้มีความเร็วใกล้เคียงเหมือนสภาพการทำงานจริง แล้วคำนวณหาแรงอัดที่หมอนรองกระดูก L5/S1 ที่น้ำหนักมาก เช่น 450 กิโลกรัม ความเร็วจะช้ามากน้อยกว่า 0.5 เมตร ต่อ วินาที ส่วนใหญ่คนงานจะเลือกที่ไม่เกิน 225 กิโลกรัม เพราะผู้ทดลองหญิงบางคนไม่สามารถทำงานที่น้ำหนักมาก ที่ระยะความสูงระดับหัวไหล่ได้

### 2.3.3.2 ปัจจัยเรื่องชนิดและความกว้างของระยะมือจับ (Handhold Width)

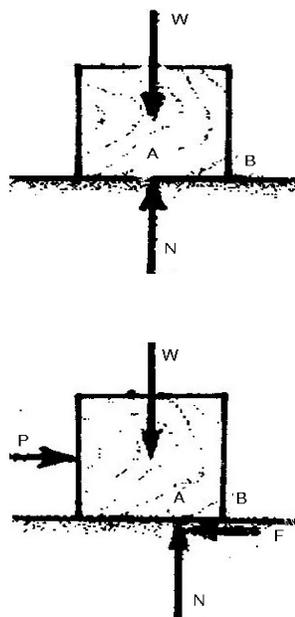
ผู้ปฏิบัติงานส่วนมากมักใช้การจับยึดของระยะห่างของสองมือที่ค่อนข้างแคบเพราะหลีกเลี่ยงการบาดเจ็บของแรงอัดแต่ในการออกแบบนั้นต้องมีความกว้างเพียงพอ เพื่อความสะดวกในการหักเลี้ยวหรือกลับตัวได้เพราะหากออกแบบไม่ดี จะต้องออกแรงมากในการทำงานรวมทั้งบางที่มีการออกแบบให้กระชับ โดยทำผิวที่จับแบบกันลื่นเพื่อให้ในการทำงานมันคงยิ่งขึ้น ส่วนชนิดของมือที่ใช้จับ (Handhold Type) ชนิดของแขนจับ เพื่อผลัดหรือลาก จะมีผลต่อการออกแรงที่มือ หากใช้แขนจับที่ไม่เหมาะสม จะทำให้ความสามารถในการทำงานลดลงประมาณ 65 เปอร์เซ็นต์ ทั้งนี้ขึ้นกับรูปร่าง ขนาดมือจับแล้วนิ้วต้องไม่เกยกัน (Overlap finger) ควรมีความสามารถเท่าเทียมกับไม่มีมือจับเลยยิ่งดี

Resnick et. Al (1995) กล่าวว่ามือจับควรมีขนาด เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1.5 ถึง 2 นิ้ว และยาวประมาณ 5 นิ้ว (มือจับกล่อง) ในงานยก ในงานผลักหากมือจับไม่ดีพอ จะลดประสิทธิภาพงานไป 65 เปอร์เซ็นต์

Hoozemans et al (2002) กล่าวว่าสำหรับงานผลักแล้ว มือจับมีมาตรฐานที่นิยมใช้ของ Albron ซึ่งได้วิจัยและสร้างมาตรฐานของขนาดมือจับทั้งความกว้างและความยาวไว้ มือจับมีได้ทั้งแนวตั้งและแนวนอน

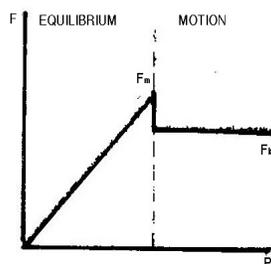
#### 2.3.4 ปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับพื้นผิวที่ปฏิบัติงาน

Beer and Johnston (1998) ปัจจัยเรื่องแรงเสียดทาน (Friction Force) การทำงาน โดยการผลักหรือดันวัสดุไปข้างหน้า (Pushing Task) หรืองานที่ลากหรือดึงวัสดุ (Pulling Task) คือ งานประเภทหนึ่งในกลุ่มงานขนย้ายวัสดุ เมื่อวัตถุมีการเคลื่อนที่ ซึ่งตามหลักฟิสิกส์แล้ว เมื่อผิวของวัตถุสัมผัสกันและมีการผลักเพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ จะเกิดแรงเสียดทาน (Friction force) ต้านทานต่อการเคลื่อนที่ ที่เรียกว่า แรงเสียดทานแห้ง (Dry friction force)



P เป็นแรงผลัก F เป็นแรงเสียดทาน

ภาพที่ 2.8 แสดงการเกิดแรงเสียดทานสูงสุดในขณะวัตถุเริ่มเคลื่อนที่



ภาพที่ 2.8 (ต่อจากหน้า 20) การเกิดแรงเสียดทานสูงสุดในขณะวัตถุเริ่มเคลื่อนที่  
(ที่มา: Beer and Johnston Jr, 1998 p.392)

ภาพที่ 2.8 ในสภาวะที่วัตถุหยุดนิ่ง น้ำหนักวัตถุ ( $W$ ) กระทำกับระนาบแนวตั้งกับผิวสัมผัสที่ผิวสัมผัสเองจะมีแรงต้านเกิดขึ้น เรียกว่า นอร์มอล ( $N$ ) ถ้ามีแรงกระทำ ( $P$ ) เพื่อผลักหรือดึงวัตถุ เพื่อให้เกิดการเคลื่อนที่ ถ้าแรงกระทำ ( $P$ ) นั้นน้อยไป วัตถุก็จะไม่เคลื่อนที่ เพราะมีแรงหนึ่งมารักษาความสมดุลไว้ คือ แรงเสียดทาน ( $F$  หรือ Static-friction force) ที่อยู่ระหว่างพื้นผิวสัมผัสของวัตถุกับระนาบ หากแรงกระทำ ( $P$ ) เพิ่มขึ้น แรงเสียดทาน (Static-friction force) ก็เพิ่มขึ้นตามแต่มีทิศทางตรงกันข้าม จนแรงที่กระทำสูงเพิ่มขึ้นเรียกว่าแรงเสียดทานสถิตจำกัด ( $F_m$  Maximum value) จนกระทั่งแรงเสียดทานไม่สามารถรักษาสภาพความสมดุล ( $P > F$ ) วัตถุจึงเริ่มเกิดการเคลื่อนที่ (Starts sliding) หรือเรียกว่าเกิดการลื่นไถลด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น ในขณะที่เคลื่อนที่ (Motion) ไปนั้น ขนาดของแรง  $F$  จะลดลงจาก  $F_m$  มาเป็น  $F_k$  ซึ่ง  $F_k < F_m$  แรง  $F_k$  เราเรียกว่า แรงเสียดทานจลน์ (Kinetic -friction force) การที่วัตถุไม่อยู่ในภาวะสมดุลคือ  $P > F_k$  จากพฤติกรรมทาง ฟิสิกส์พบว่า

$$F_m = \mu_s N$$

เมื่อ  $\mu_s$  คือ สัมประสิทธิ์ ของความเสียดทานสถิต (Coefficient of Static Friction)

$$F_k = \mu_k N$$

เมื่อ  $\mu_k$  คือ สัมประสิทธิ์ ของความเสียดทานจลน์

แรงเสียดทานสถิต (Static friction) เป็นแรงเสียดทานที่เกิดขึ้นเมื่อวัตถุยังไม่มี การเคลื่อนที่ มีค่าไม่คงที่และมีค่าเท่ากับแรงพยายามทำให้วัตถุเคลื่อนที่ ถ้าแรงเสียดทานเกิดขึ้น เมื่อวัตถุเคลื่อนที่ เรียกว่า Limiting friction ( $f_s$ ) เป็นแรงเสียดทานที่มีค่าสูงสุด และมีค่าคงที่สำหรับผิวสัมผัสคู่หนึ่ง สัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน (Coefficient of friction) เป็นอัตราส่วน ระหว่างแรงเสียดทานกับแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งฉากกับผิวสัมผัส

สัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน (Coefficient of friction) เป็นอัตราส่วน ระหว่างแรงเสียดทานกับแรงปฏิกิริยาในแนวตั้งฉากกับผิวสัมผัส ในภาพที่ 2.9

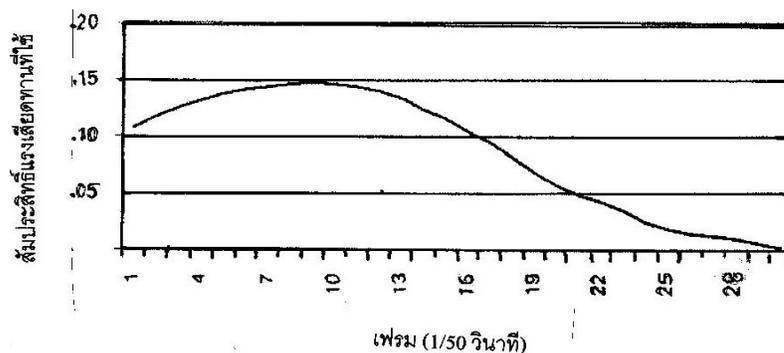


ภาพที่ 2.9 แสดงการเกิดแรงเสียดทาน  
(Beer and Johnston Jr, 1998, p.393)

สูตร ที่เกี่ยวข้องคือ  $P = f = \mu R$

$$W = R$$

อภิชาติ แก้วพาลชน (2545)ซึ่งทำงานวิจัยเกี่ยวกับงานผลึกที่ใช้ชีวกลศาสตร์ได้วิเคราะห์แรงพลวัตที่เกิดขึ้นในขณะเคลื่อนย้ายสิ่งของ ซึ่งมีผลกระทบต่อหมอนรองกระดูกL5/S1 การออกแบบการทดลองได้กล่าวถึงแรงเสียดทานในงานวิจัยนี้การออกแรงดึงหรือดันจะทำได้มากที่สุดเท่ากับค่าแรงเสียดทานที่เท้ามีอยู่และจะเกิดการลื่นเมื่ออัตราส่วนของแรงเสียดทานต่อแรงที่อยู่ในแนวตั้งที่เท้า ซึ่งมีค่ามากกว่า สัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานที่พื้นผิวมีอยู่ ค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทานนี้ จะเป็นค่าเฉพาะขึ้นกับชนิดของพื้นผิว ชนิดของพื้นรองเท้า และลายของพื้นรองเท้าจากการวิเคราะห์ผลการทดลอง กรณีค่าสัมประสิทธิ์ของแรงเสียดทาน ที่พื้นรองเท้าของผู้ทดสอบ โดยมีปัจจัยตัวแปร อีสระ 3 ปัจจัย ที่ศึกษาคือ น้ำหนักบรรทุกของรถที่ใช้ผลึกในการเคลื่อนย้ายพบว่าค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ใช้ของเท้าผู้ทดสอบแปรผันตรงกับน้ำหนักของสิ่งของที่ใช้เคลื่อนย้ายบนรถเข็นจะมีค่าต่ำในช่วงต้นซึ่งเป็นช่วงขณะเริ่มออกแรง จากนั้นจะค่อยๆ เพิ่มมากขึ้นตามลำดับและจะมีค่าสูงสุดในช่วงกลางซึ่งเป็นช่วงขณะรถเริ่มเคลื่อนที่ หลังจากนั้นสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ใช้ของเท้าผู้ทดสอบจะลดลงเรื่อยๆหลังจากรถเคลื่อนที่ออกไป



ภาพที่ 2.10 ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่เท้าขณะลากรถหนัก 140 ก.ก.  
(ที่มา: อภิชาติ แผ้วพาลชน, 2545)

จากการทดลองนี้ ได้แสดงเป็นกราฟของค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ใช้ (Used Coefficient of Friction) ที่เกิดขึ้น ในภาพที่ 2.10 เป็นรูปการวิเคราะห์สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ใช้ 1 เฟรม (1/50 วินาที)

เธียร์ศักดิ์ ชูชีพ (2543) ทำการวิจัยเกี่ยวกับรอบการเดิน เป็นการเคลื่อนที่เพื่อวัดค่าสัมประสิทธิ์ความเสียดทานแบบพลวัต ว่าการป้องกันปัญหาการลื่นล้ม การควบคุมการลื่นเป็นปัญหาที่มีความซับซ้อนที่เกิดจากปัจจัย พื้นดิน (Walking Surface) สภาพพื้นดิน (Condition) พื้นรองเท้า (Shoe Soles) และพฤติกรรมกรรมการเดิน ในระหว่างการเดินมีการใช้ความเสียดทานระหว่างพื้นดินกับพื้นรองเท้าใดๆ เรียกว่า ความเสียดทานที่ใช้ (Used Friction) ในขณะที่ความเสียดทานที่มีอยู่ระหว่างพื้นดินกับพื้นรองเท้า เรียกว่า ความเสียดทานที่มีอยู่ (Available Friction) ถ้าความเสียดทานที่ใช้ (Friction User) ในการเดินมีค่ามากใกล้เคียงกับแรงเสียดทานที่มีอยู่ ทำให้มีโอกาสสูงที่เกิดการลื่นล้ม ดังนั้นวิธีการที่เหมาะสมที่ป้องกันอุบัติเหตุคือการเลือกใช้ พื้นรองเท้าให้เหมาะสมกับพื้นดิน และสภาพพื้นดินโดยวิธีวัดค่า สัมประสิทธิ์ความเสียดทานที่เหมาะสมและมีประสิทธิภาพงานวิจัยของ เธียร์ศักดิ์ ชูชีพ ได้ใช้ รองเท้าหนังนิรภัยพื้นสองชนิด คือพื้นพีวีซี และพื้นยางตาม มอก. 523-2528 ทำการวัดค่า สัมประสิทธิ์ความเสียดทานซึ่งเป็นวิธีการที่สามารถบ่งบอกความต้านทานการลื่นระหว่างพื้นดินกับพื้นรองเท้า เพื่อเลือกพื้นรองเท้าที่เหมาะสมกับพื้นดิน

สิ่งที่สำคัญที่สุดประการหนึ่งคือ แรงเสียดทานที่เท้าและพื้น จากกฎของเซอร์ไอแซค นิวตัน ที่ว่าแรงปฏิกิริยาเท่ากับแรงที่กระทำในการทำงาน เช่นกัน แรงทุกแรงในร่างกายจะเท่ากับ

แรงต้านทานที่ตรงกันข้ามในงานผลักนั้น แรงจากมือที่ใช้ทั้งหมดในการผลัก (Applied Force) จะเท่ากับ แรงต้านทานที่เท้าสัมผัสกับพื้น (Foot / Floor interface) เช่น เราวัดแรงจากการผลักได้ 30 ปอนด์ แรงเสียดทานที่เท้าก็มีค่า 30 ปอนด์เช่นกัน หากเท้าบนพื้นมีการลื่นไถลลงง่ายนั้นคือ มีค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (COF) ระหว่างพื้นรองเท้าและพื้นต่ำ

งานวิจัยของ Vincent M. Ciriello, Raymond W. McGorry, Susan E. Marti(2000) หาแรงสูงสุดที่ยอมรับได้ ที่ใช้ในงานผลักโดยกำหนดตัวแปรคือ ค่าสัมประสิทธิ์แรงเสียดทาน (COF) ระหว่าง พื้นกับรองเท้า มีสองระดับคือระดับต่ำ (Low Coefficient of friction) ที่ 0.26 สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานที่ระดับต่ำใช้ เทพอรอนเคลือบผิววัสดุทำพื้น และที่สัมประสิทธิ์แรงเสียดทานระดับสูง (High Coefficient of friction) ที่ 0.68

#### 2.4 ค่าของแรงสูงสุด (Maximize voluntary contraction หรือ MVC)

ผู้ปฏิบัติงานในการเคลื่อนย้ายวัสดุที่ใช้กำลังของกล้ามเนื้อที่สูงสุดซึ่งอาจก่อให้เกิดความเจ็บปวด เช่น การรับแรงบิด แรงที่วัดได้จากการออกแรงของกล้ามเนื้อ เรียกว่าความแข็งแรงสูงสุดของการปฏิบัติงาน (MVC Strengths)

ตารางที่ 2.3 -2.6 แสดงตัวอย่างการหาแรงผลักสูงสุดที่เหมาะสมในการทำงาน

ตารางที่ 2.3 สรุปตัวแปรและผลงานวิจัยของงานผลัก

S.H. Snook, et al (1970)

อันดับ	1				
ชื่อผู้วิจัย	S.H. Snook และคณะในปี1972 (กรณีสองแบบผลักประเมินโดยวิธีไฮโดรลิกส์)				
		เงื่อนไขของตัวแปร			
ตัวแปรในการทดลอง	ความสูงมือจับ 1 ระดับ	จากพื้นถึงกึ่งกลางระหว่างข้อมือกับข้อศอก			
	ระยะทางการผลัก4 ระดับ (ฟุต)	7 ฟุต	25 ฟุต	50 ฟุต	100 ฟุต
	ระยะทางกับรอบเวลาการทำงาน (วินาที)	6,12 และ 60 วินาที	15,22 และ60 วินาที	25,35 และ60 วินาที	50,70 และ100 วินาที

สรุปกรณีออกแรงในงานผลึก แรงสถิติมีค่าสูงกว่าแรงพลวัตอย่างชัดเจนและพัฒนา  
งานวิจัยเพื่อหาค่าของแรงที่ยอมรับและเหมาะสมได้ในงานผลึกเพื่อกำหนดเป็นตาราง  
มาตรฐานสากลในอเมริกาและยุโรป ในการทดลองกรณีงานผลึกนั้นใช้การจำลองจากสถานการณ์  
จริงโดยใช้ Treadmill มีผู้ทดลองชาย 28 คน

ตารางที่ 2.4 กรณีที่ 1 สรุปตัวแปรและผลงานวิจัยของงานผลึก  
Ciriello et al (1983)

อันดับ	2		
ชื่อผู้วิจัย	Ciriello และคณะในปี1983 (กรณีงานแบบผลึกประเมินโดยวิธีไฮโคพิลิกส์)		
	กรณีที่ 1	เงื่อนไขของตัวแปร	
ตัวแปร ในการทดลอง	ความสูงมือจับ 1 ระดับ	จากพื้นถึงกึ่งกลางระหว่างข้อมือกับข้อศอก	
	ระยะทางการขึ้น2 ระดับ (เมตร)	7.6 เมตร	30.5 เมตร
	ระยะทางกับรอบเวลาการทำงาน (วินาที)	15,22 วินาที1,2,5 และ30 นาที 8 ชั่วโมง	1,2,5 และ30 นาที 8 ชั่วโมง

ตารางที่ 2.4 กรณีที่ 2 สรุปตัวแปรและผลงานวิจัยของงานผลึก  
Ciriello et al (1983)

อันดับ	2					
ชื่อผู้วิจัย	Ciriello และคณะในปี1983 (กรณีงานแบบผลึกประเมินโดยวิธีไฮโคพิลิกส์)					
	กรณีที่ 2	เงื่อนไขของตัวแปร				
ตัวแปร ในการ ทดลอง	ความสูงมือจับ 3 ระดับ	พื้นถึงหัวไหล่				
		จากพื้นถึงกึ่งกลางระหว่างข้อมือกับข้อศอก				
		พื้นถึงจุดต่ำกว่าข้อมือ 15 ซม.				
	ระยะทางการผลึก5 ระดับ (เมตร)	2.1 ม.	7.6 ม.	30.5 ม.	45.7 ม.	61 ม.
	ระยะทางกับรอบเวลาการทำงาน (วินาที)	60 วินาที	15 ,60 วินาที	50 ,100 วินาที	75, 140 วินาที	100, 180 วินาที

สรุปผลการทดลองกรณีที่ 1 สำหรับงานผลึกในระยะเดียวกันปัจจัยเดียวกัน ผู้ชายสามารถเคลื่อนย้ายน้ำหนักได้มากกว่าผู้หญิง ที่งานผลึกระยะเดียวที่ความถี่การทำงานที่น้อยกว่าจะสามารถเคลื่อนย้ายน้ำหนักได้มากกว่า และการออกแรงสถิติสูงกว่าแรงพลวัตอย่างเห็นได้ชัด ที่ระยะทางเท่ากันแต่รอบความถี่การทำงานที่มากกว่า ส่งผลต่ออัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการใช้ออกซิเจนสูงกว่าที่ทำงานด้วยรอบความถี่ต่ำอย่างชัดเจน อัตราการเต้นของหัวใจจะห่างหญิงกับชายที่ทำงานระยะเดียวกัน ปัจจัยเดียวกันมีความแตกต่างกันไม่มากนัก กรณีความสูงของระยะมือจับยึดในงานผลึกนั้น มีนัยสำคัญต่อการออกแรงสำหรับการทำงานแบบสถิติแต่ไม่มีนัยสำคัญกรณีสำหรับการทำงานแบบพลวัต

สรุปผลการทดลองกรณีที่ 2 คล้ายกรณีที่ 1 การทดลองกรณีงานผลึกนั้นใช้การจำลองจากสถานการณ์จริงโดยใช้ Treadmill

### ตารางที่ 2.5 สรุปตัวแปรและผลงานวิจัยของงานผลึก

Ciriello et al (1990)

อันดับ	3	
ชื่อผู้วิจัย	V. M. Ciriello, S. H. Snook และคณะ(1990) (กรณีงานแบบผลึกประเมินโดยวิธีไซโคฟิสิกส์)	
		เงื่อนไขของตัวแปร
ตัวแปร ในการทดลอง	ความสูงมือจับ 1 ระดับ	จากพื้นถึงกึ่งกลางระหว่างข้อมือกับข้อศอก
	ระยะทางการเข็น 1 ระดับ (เมตร)	7.6 เมตร
	ระยะทางกับรอบเวลาการทำงาน (วินาที)	1 นาที

สรุปผลการทดลอง ที่ปัจจัยเดียวกันสำหรับงานผลึก แรงสถิติมีค่ามากกว่าแรงพลวัต ผู้ทดลองชาย 10 คน หญิง 12 คน ทำงาน 18 ชนิดงาน เลือกทดลองแบบสุ่ม สำหรับงานผลึก ได้จำลองสภาพการทำงานใช้ Treadmill แบ่งช่วงคาบการทำงาน 4 ช.ม. มีการพักสลับกับการทำงาน บันทึกค่าอัตราการเต้นของหัวใจ แบบต่อเนื่อง

ตารางที่ 2.6 สรุปตัวแปรและผลงานวิจัยของงานผลึก Sanook (1991)

อันดับ	4						
ชื่อผู้วิจัย	Stover H. Sanook and Vicent M. Ciriello และคณะ (1991) (กรณีงานแบบผลึกประเมินโดยวิธีไซโคฟิสิกส์)						
	เงื่อนไขของตัวแปร						
ตัวแปร ในการ ทดลอง	ความสูงมือจับ 3 ระดับ	ระยะ 64 ซม. จากพื้น					
		ระยะ 95 ซม. จากพื้น					
		ระยะ 144 ซม. จากพื้น					
	ระยะทางการผลึก 6 ระดับ (เมตร)	2.1 ม.	7.6 ม	15.2 ม.	30.5 ม.	45.7 ม.	61 ม.
ระยะทางกับรอบเวลาการ ทำงาน(วินาที)	6,12 วินาที 1,2,5,30 นาที่และ 8 ซม.ม.	15,22 วินาที 1,2,5,30 นาที่และ 8 ซม.ม.	22,35 วินาที 1,2,5,3 นาที่ และ 8 ซ.ม.	1,2,5,30 นาที่ และ 8 ซม. ม.	1,2,5,30 นาที่ และ 8 ซ.ม.	2,5,30 นาที่ และ 8 ซ.ม.	

สรุปผลการทดลอง ค่าของแรงที่ใช้ในการทำงานที่กำหนดเป็นมาตรฐานเป็นที่ยอมรับ โดยมีปัจจัยตัวแปรที่มากขึ้น ผู้ทดลองชาย 68 คน และหญิง 51คน สำหรับงานผลึกใช้การจำลองสถานการณ์การทำงานบน Treadmill ได้

## 2.5 ค่าของแรงที่ใช้ในการทำงานที่ปลอดภัยและ ค่าขีดจำกัดของการผลึกที่ปลอดภัย

ความปลอดภัยเป็นประเด็นแรกที่ต้องสนใจ ในการทำงานที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนย้ายวัสดุทุกชนิดงาน มีปัจจัยหลายชนิดที่มาเกี่ยวข้องในแต่ละชนิดของงาน สิ่งที่ต้องคำนึงถึงเสมอ คือ ค่าขีดจำกัดสูงสุดของการทำงาน เป็นค่าสูงสุดที่ยอมรับได้ว่าปลอดภัยสำหรับการทำงานในทางกายศาสตร์เป็นการป้องกันปัญหาไม่ให้เกิดขึ้นดังนั้นจึงเน้นให้ผู้ปฏิบัติงานต้องคำนึงถึงความปลอดภัยเป็นอันดับแรก สำหรับงานผลึก อาการบาดเจ็บมาจากการยกน้ำหนักที่

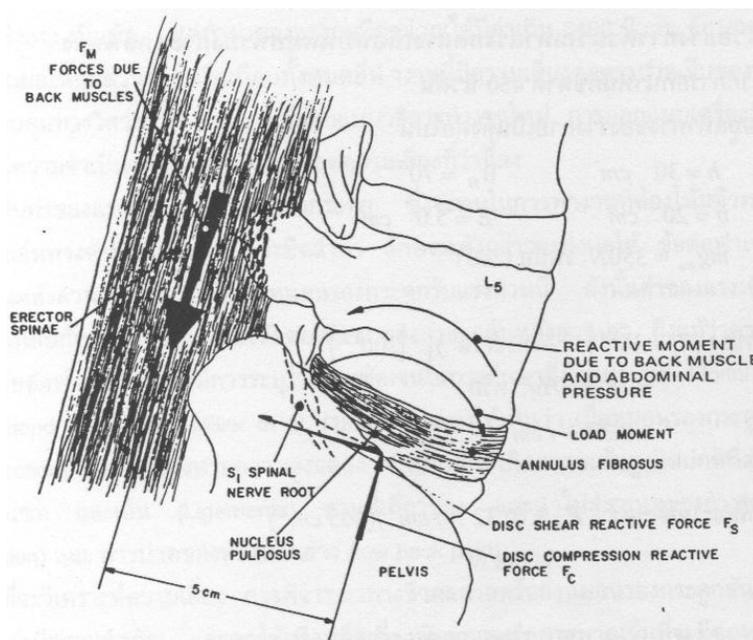
เกินปริมาณเพียงครั้งเดียวหรือเกิดจากการทำงานแบบสะสมจำนวนหลายครั้ง มีการประเมินได้หลายวิธี เช่น วิธีการด้านระบาดวิทยา วิธีการด้านชีวกลศาสตร์ วิธีการด้านสรีรวิทยา วิธีการด้านจิตฟิสิกส์ การเลือกวิธี การประเมินอาจใช้วิธีการเดียวหรือสองวิธี สามวิธีคู่ขนานกัน เพื่อเพิ่มความเชื่อมั่นของผลการวิจัยสามารถนำไปใช้แก้ปัญหาได้จริง ผู้ปฏิบัติงานควรทราบว่าการทำงานที่ปลอดภัย ควรมีขีดจำกัดระดับใด

อภิชาติ แก้วพาลชน (2545) นำผลของการศึกษาในทางชีวกลศาสตร์คำนวณเปรียบเทียบกับขีดจำกัดที่ยอมรับได้สูงสุด กับเกณฑ์ของ NIOSH ซึ่งได้กำหนดเกณฑ์มาตรฐานขั้นต่ำที่ Action Limit (AL) คือ 3,400 นิวตัน และขั้นสูงสุดที่ Maximum Permissible Limit (MPL) คือ 6,400 นิวตัน ซึ่ง NIOSH ได้แนะนำแรงกดอัดสูงสุดเกิดบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่างที่สำคัญ 2 ค่า คือ

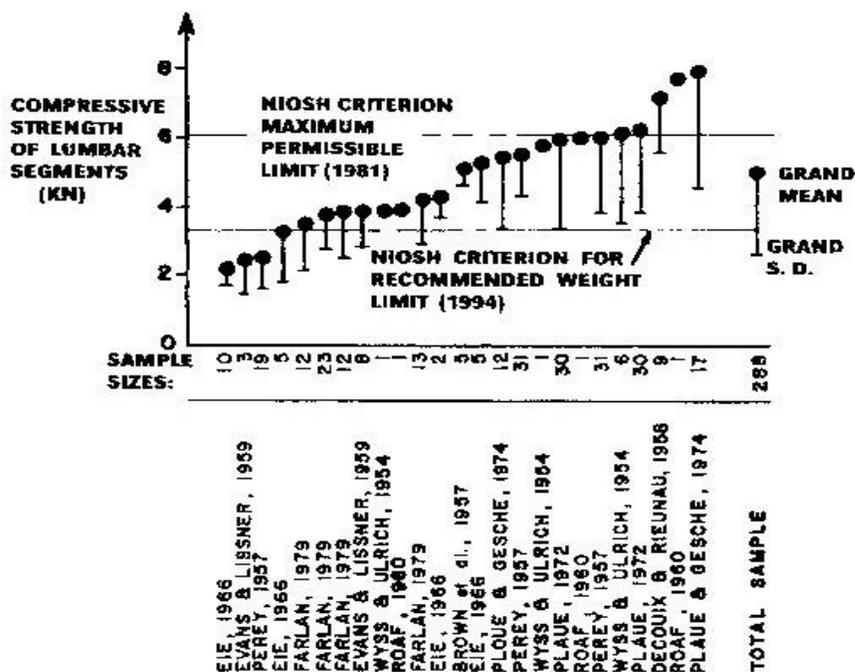
- Action Limit (AL) ค่าของแรงกดอัดบริเวณกระดูกสันหลังส่วนล่างที่เราเรียกว่า หมอนรองกระดูก (L5/S1) หากเกินกว่า 3,400 นิวตัน มีโอกาสการก่อให้เกิดอันตรายต่อผู้ปฏิบัติงานได้

- Maximum Permissible Limit (MPL) คือ ค่าของแรงกดอัดบริเวณหมอนรองกระดูก (L5/S1) หากเกินกว่า 6,400 นิวตัน มีโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดอันตรายอย่างมากสำหรับผู้ปฏิบัติงานทุกคน

สำหรับการทำงานการเคลื่อนย้ายวัสดุที่ประเมินด้วยวิธีการทางชีวกลศาสตร์ ต้องกำหนดขีดจำกัดทั้ง Action Limit (AL) และ Maximum Permissible Limit (MPL) ใช้เป็นเกณฑ์วัดในการตรวจสอบผลของการวิจัยหมอนรองกระดูกที่บริเวณหลังส่วนล่างนั้นมีหลายชิ้น ชิ้นที่สำคัญมีการวิจัยศึกษากันอย่างกว้างขวางคือ L5/S1disc ที่อยู่ระหว่างกระดูกสันหลังส่วนบั้นเอวช่วงที่ 5 (the 5<sup>th</sup> lumbar vertebrae : L5) และกระดูกสันหลังส่วนก้นกบช่วงที่ 1 (the 1<sup>th</sup> sacral vertebrae : S1) ที่รองรับ ทั้งแรงกดอัด แรงเฉือน และค่าโมเมนต์ซึ่งมีความสำคัญต่อการเกิด Action Limit (AL) และ Maximum Permissible Limit (MPL) ที่บริเวณนี้ตามเกณฑ์ของ NIOSH



ภาพที่ 2.11 แสดงหมอนรองกระดูก L5 / S1 และลักษณะการรับภาระงาน ขณะทำการเคลื่อนไหว  
 วัสดุ (ที่มา: Chaffin and Andersson, 1991, p 220)



ภาพที่ 2.12 แสดงขีดจำกัดของการรับแรงของหมอนรองกระดูกชั้นที่ L5 / S1  
 (ที่มา: Chaffin and Andersson, 1991, p 224)

ภาพที่ 2.11 แสดงแรงต่างๆที่กระทำที่หมอนรองกระดูก L5/S1 และภาพที่ 2.12 แสดงถึงงานวิจัยจำนวนหลายครั้งของนักวิจัยหลายคนที่ทำมาอย่างต่อเนื่องจนกระทั่งสามารถกำหนดค่าของขีดจำกัดการรับแรงอัดของหมอนรองกระดูก ชั้นที่ L5/S1 ที่มีช่วงระหว่าง 3400 นิวตัน ถึง 6400 นิวตัน โดยให้ค่านิ่งอยู่เสมอว่า ที่ Action Limit ที่ 3400 นิวตัน หากเกินจากนี้ไปจะอันตรายสำหรับผู้ปฏิบัติงานบางคน แต่หากเกิน Maximum Permissible Limit ที่ 6400 นิวตันแล้ว กรณีนี้อันตรายต่อผู้ปฏิบัติงานทุกคน มาตรฐานของ NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) นี้เป็นมาตรฐานที่ยอมรับกันเป็นสากล สำหรับคนไทยนั้น ยังไม่มีผู้วิจัยเชิงลึกสำหรับกลุ่มประชากรของประเทศไทย ในกรณีนี้จึงมีความจำเป็นต้องอ้างอิงมาตรฐานของ NIOSH มาใช้รองรับในงานทางวิชาการด้านการยศาสตร์

## 2.6 การออกแบบงานผลึกโดยวิธีการทางการยศาสตร์

วิธีการประเมินงานการเคลื่อนย้ายวัสดุในทางการยศาสตร์นั้น มีวิธีการที่นิยมใช้กันอยู่อย่างแพร่หลายมี 4 วิธี การเลือกใช้วิธีใดขึ้นอยู่กับลักษณะของปัญหา ปัจจัยของตัวแปรวัตถุประสงค์ของการแก้ปัญหา รวมทั้งอุปกรณ์เครื่องมือ คน เวลา และการจัดการอื่นๆไม่ว่าจะเลือกใช้วิธีใดล้วนเป็นการป้องกันการเกิดอันตรายต่อการทำงาน 4 วิธีการดังต่อไปนี้คือ

- 2.6.1. วิธีการด้านระบาดวิทยา (The epidemiological approach)
- 2.6.2. วิธีการด้านสรีรวิทยา (The physiological approach)
- 2.6.3. วิธีการด้านจิตฟิสิกส์ (The psychophysical approach)
- 2.6.4. วิธีการด้านชีวกลศาสตร์ (The biomechanical approach)

### 2.6.1 วิธีการด้านระบาดวิทยา

Mital และคณะ (1997) ได้กล่าวถึงกรณีระบาดวิทยาเป็นการศึกษาหรือ สืบค้นอาการเจ็บป่วยของมนุษย์ โดยเน้นกลุ่มของประชากร วิธีการนี้พยายามที่จะตอบคำถามที่ว่า “ทำไมมีอาการเจ็บป่วยที่บริเวณหลังเป็นจำนวนมากในการทำงานเคลื่อนย้ายวัสดุโดยการใช้มือ” “จะป้องกันการเจ็บป่วยได้อย่างไร” “ปัจจัยอะไรที่มีผลต่อการเกิดอาการบาดเจ็บเหล่านี้” “ปัจจัยที่สำคัญต่อการเกิดอาการเจ็บป่วยจากการทำงานสามารถทำนายได้ในอนาคต” โดยทั่วไประบาดวิทยาเกี่ยวข้องกับการที่เฉพาะรูปแบบของการเจ็บป่วย เพื่อใช้ทำนายอาการเจ็บป่วยที่จะเกิดขึ้น

วิธีพื้นฐานของระบาดวิทยา การทำงานประเภทนี้คือการนับจำนวนอาการของผู้บาดเจ็บที่เกิดจากการทำงาน ปริมาณผู้บาดเจ็บ (จำนวนผู้ป่วยทั้งหมดจากกลุ่มผู้ทำงาน) และอัตราการเกิดการบาดเจ็บมีจำนวนเท่าไร ระบาดวิทยาจะเน้นการเปรียบเทียบอาการบาดเจ็บที่เกิดขึ้นจากการทำงานระหว่างกลุ่ม และเปรียบเทียบปัจจัยเสี่ยงที่เป็นสาเหตุของการบาดเจ็บ โดยสามารถจัดเป็นกลุ่มที่คล้ายกันดังนี้ คือปัจจัยเสี่ยงเฉพาะบุคคล ปัจจัยเสี่ยงที่เกิดจากสถานที่ทำงาน การหาจำนวนปัจจัยเสี่ยงทั้งสองประเภทที่เกิดจากการทำงาน และสามารถแยกแยะปัจจัยสำคัญออกมาซึ่งมีผลเกี่ยวกับ วิธีการด้านสรีรวิทยา กรณีระบบของกล้ามเนื้อโครงร่าง วิธีการระบาดวิทยาจะเน้นทางข้อมูลสนับสนุนการเชื่อมโยงระหว่าง ปัจจัยเสี่ยงและอาการบาดเจ็บ ที่เกิดจากการทำงาน ในการเคลื่อนย้ายวัสดุโดยการใช้มือ ด้วยการเก็บข้อมูล ในการทำงานแต่ละประเภทและอัตราอาการบาดเจ็บที่เกิดขึ้น รวมทั้งการรักษาพยาบาล การขาดงาน และอัตราการเจ็บป่วยที่เกิดจากการทำงาน

## 2.6.2 วิธีการด้านสรีรวิทยา

Mital et al (1997) เป็นวิธีการประเมินการทำงานอีกวิธีหนึ่ง การทำงานในกรณีนี้ซ้ำๆ กัน เช่นงานการเคลื่อนย้ายวัสดุด้วยมือ น้ำหนักหรือแรงที่ใช้ขึ้นเกี่ยวข้องกับความแข็งแรงของคางเป็นสำคัญ มีขีดจำกัดของความทนทานการส่งออกซิเจนในระบบของร่างกาย กล้ามเนื้อทำงานมีการเผาผลาญพลังงานมีความต้องการการใช้ออกซิเจนมากขึ้น การเคลื่อนย้ายวัสดุด้วยมือหรือน้ำหนักหรือแรงที่ใช้ในการเคลื่อนย้ายมีผลต่อ ด้านสรีระการกำหนดแรงที่ใช้ในการทำงาน มีผลตอบสนองหลายอย่าง เช่น การเปลี่ยนแปลงทางเคมี อัตราการเต้นของหัวใจ ความดันเลือด ระดับปริมาณของเกลือในเลือด ปริมาณออกซิเจนในเลือด ผลที่เกิดขึ้นทั้งหมดเกี่ยวกับการสันดาป การใช้พลังงานซึ่งเป็นการตอบสนองของสรีระทั้งหมดจึงมีความจำเป็น การกำหนดแรงหรือน้ำหนักในการทำงานการเคลื่อนย้ายวัสดุรวมทั้งปัจจัยต่างๆ ที่มีผลต่อระบบการทำงานของกระบวนการสันดาปภายในร่างกาย การประเมินด้วยวิธีการด้านสรีรวิทยา(The physiological approach) โดยสนใจความเค้นที่เกิดจากการทำงาน (Job stresses) ที่มีความสัมพันธ์กับความต้องการของสันดาปภายในร่างกาย อัตราสูงสุดของการสันดาปที่ให้พลังงานในการทำงานอย่างต่อเนื่อง แต่ไม่ส่งผลต่อการเกิดความล้า ความเครียด เป็นการออกแบบการทำงานที่เหมาะสม

### 2.6.3 วิธีการด้านจิตฟิสิกส์

Mital et al (1997) ) สำหรับการทำงานการเคลื่อนย้ายวัสดุ ด้วยวิธีการออกแบบการทดลองการทำงาน เพื่อหาแรงที่ใช้เริ่มต้นเพื่อชนะแรงเสียดทาน( Initial force) และแรงที่ใช้ควบคุมขณะเคลื่อนที่ (Sustain force) สำหรับการทำงานการเคลื่อนย้ายวัสดุโดยการผลักหรือการดึง โดยการใช้มือเป็นการทำงาน การผลักหรือดันกล่องใส่วัสดุบนพื้นหรือในบางกรณีมีอุปกรณ์ช่วย เช่น รถเข็นรถที่ใช้บรรทุกวัสดุที่มีน้ำหนัก การใช้มือในการทำงานเพื่อขนส่งจากจุดหนึ่งไปยังจุดหนึ่ง ซึ่งมีระยะทางการเคลื่อนย้ายวัสดุด้วยการใช้มือ (Materials handling tasks) ในงานแบบอื่น (เช่น งานยกขึ้น งานยกลง งานถือ (Holding task) นอกเหนือจากงานการเคลื่อนย้ายวัสดุแบบผลักหรือดัน และลากหรือดึง (Pushing and pulling tasks) ที่ใช้วิธีการด้านจิตฟิสิกส์ (The psychophysical approach) ออกแบบการทำงาน ผู้ปฏิบัติงานจะเป็นผู้ปรับ (Adjusted) น้ำหนักที่ใช้ในการเคลื่อนย้าย แรงที่ใช้ในการเคลื่อนย้ายตามความต้องการเป็นการเฉพาะตน ผู้ปฏิบัติงานยอมรับกับความเครียดที่อาจเกิดขึ้นในระดับที่ยอมรับได้ ผู้ปฏิบัติงานจะปรับและควบคุมตัวแปร เพื่อกำหนดน้ำหนักสูงสุดที่ใช้ในการเคลื่อนย้าย การกำหนดแรงสูงสุดที่ใช้ในการการเคลื่อนย้ายที่อนุญาตให้ใช้สำหรับแต่ละคน ที่ความถี่ (Frequency) ของรอบการทำงาน (Cycle time) ต่างๆ ในสภาพการทำงานแบบต่อเนื่องโดยไม่เกิดความล้า ความเครียด (Strain) อาการที่เหนื่อยผิดปกติ เกิดความร้อนสูงเกินไป อาการหายใจไม่ทัน วิธีการนี้มักออกแบบในห้องทดลองเพื่อ ควบคุมตัวแปรบางตัวเป็นกรณีพิเศษผู้ปฏิบัติงานแต่ละคนจะสูมน้ำหนักที่ใช้ในการเคลื่อนย้าย อาจจะเลือกที่น้ำหนักน้อยสุดหรือมากที่สุด ที่ความถี่ (Frequency) ระดับต่างๆของรอบการทำงาน (Cycle time) จนกว่าจะพบค่าที่เหมาะสมที่สุดเอง โดยผู้ปฏิบัติงานปราศจากความล้า ค่าที่เหมาะสมที่ได้มานั้นจะถูกบันทึก เป็นค่าเหมาะสมที่สุด ของแต่ละคน (Criterion limit for the individual)

2.6.3.1. การออกแบบการทำงานโดยวิธีการจิต ฟิสิกส์ Mita et al (1997) เพื่อหาแรงหรือน้ำหนักในการเคลื่อนย้าย โดยตั้งคำถามสองประเด็นหลัก เป็นคำถามพื้นฐานที่สำคัญที่สุดคือ -ระดับการใช้ปริมาณออกซิเจนที่สูงที่สุดคืออะไรที่แสดงผลออกมาเป็นระดับเปอร์เซ็นต์สำหรับการทำงานแบบแอโรบิค (Aerobic) ส่งผลต่อการทำงานอย่างต่อเนื่อง โดยปราศจาก ความเครียด (Strain) ความล้า (Fatigue) ขณะที่เราทำงาน ซึ่งสามารถกำหนดเป็นแรงหรือน้ำหนักในการเคลื่อนย้ายในระดับอนุญาตสูงที่สุด

- ปริมาณแอโรบิคขนาดเท่าไร ที่แสดงผลออกมาให้เห็นจำนวนเป็นเปอร์เซ็นต์

นักวิจัยหลายคนพยายามตอบคำถามเหล่านี้กล่าวอ้างโดย นักวิจัย Mital et al (1997) ทั้ง Muller (1953) และ Bink (1962) นำเสนองานวิจัยว่า ที่ระดับการเผาผลาญออกซิเจนสูงสุดคือ 5.0-5.2 กิโลแคลอรี/นาที (kcal/min) ซึ่ง 5 กิโลแคลอรี/นาที คือ การใช้ออกซิเจน 1 ลิตร/นาที Michael et al (1961) สรุปว่าควรอยู่ที่ระดับ 35 เปอร์เซ็นต์ คือระดับสูงสุดของระบบแอโรบิก เป็นจุดสูงสุดที่ร่างกายรับได้ในการทำงาน โดยไม่เกิดความล้า Astrand (1961) นำเสนองานวิจัยว่า 50 เปอร์เซ็นต์ การใช้ออกซิเจนแบบ แอโรบิกนั้น ไม่สามารถทำงานแบบต่อเนื่องได้ จึงเสนอให้แต่ละคนควรใช้ที่ระดับสูงสุด ของการทำงานในแต่ละวัน Petrofsky และ Lind (1978) กำหนดค่าออกซิเจนสูงสุดในการทำงานแบบต่อเนื่องไว้ที่ 25 เปอร์เซ็นต์ โดยการวัดจากการทำงานจริง โดยไม่เกิดความล้า ซึ่งระดับต่ำกว่า แบบ bicycle aerobic capacity

ในคำถามข้อที่สองนั้น นักวิจัย Mital et al (1997) ได้ทดลองการปรับตัวแปรหลายตัว สำหรับการทำงานารเคลื่อนย้ายวัสดุ พบจุดที่เหมาะสม สำหรับปริมาณ ออกซิเจนที่ควรยอมรับคือ 28 -29 เปอร์เซ็นต์ในช่วงการทำงาน 8 ชั่วโมง สำหรับการออกแบบการทดลอง bicycle aerobic capacity

#### 2.6.4 วิธีการด้านชีวกลศาสตร์

Chaffin and Anderson (1990) ศึกษาด้านที่เกี่ยวข้องกับการเกิดความเค้น (Stress) ในร่างกายขณะทำงานและเพื่อป้องกันการเกิดความเค้นอัดและความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นเกินกำหนดที่ L4/L5 และ L5/S1 ก่อให้เกิดอันตรายต่อระบบกล้ามเนื้อโครงร่าง การใช้แนวทางชีวกลศาสตร์ในการประเมิน เพื่อหาค่าที่เหมาะสมในงานการเคลื่อนย้ายวัสดุด้วยมือ ความหมายชีวกลศาสตร์ เป็นกฎเกณฑ์การทางฟิสิกส์กับวิศวกรรม โดยสามารถอธิบายได้ว่าเป็นการเคลื่อนที่ของส่วนต่างๆ ของร่างกาย โดยมีแรงกระทำต่อส่วนต่างๆ เหล่านั้น สามารถอธิบายได้กับขีดจำกัดของคนในการทำงาน ศึกษาเกี่ยวกับการทำงานของร่างกายซึ่งมีความสัมพันธ์กับงานที่ทำ รวมทั้งอุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ เครื่องจักรโดยให้ผู้ปฏิบัติงานมีความเสี่ยงน้อยที่สุด ที่จะเกิดโรคเกี่ยวกับระบบกล้ามเนื้อ เอ็น กระดูก สามารถสรุปได้ว่าชีวกลศาสตร์เป็นภาพรวมของวิศวกรรมศาสตร์ กับวิทยาศาสตร์การแพทย์ (Medical Science) สามารถนำไปพัฒนาเพื่อการออกแบบงาน (Work Design) โดยการรวมความรู้ทั้งหมด คือ หน้าที่การทำงานของร่างกายทั้งหมด (Function Anatomy) กลศาสตร์ (Mechanics) สรีรวิทยาของคน (Human Physiology) เครื่องมือที่ติดตั้งบนที่การทำงานของร่างกาย Bioinstrumentation) และ วิเคราะห์การทำงาน รวมทั้งการ

ประเมินผล เพื่อปรับปรุงการทำงานในอุตสาหกรรม การวิเคราะห์แนวทางของชีวกลศาสตร์ จะสมมติส่วนต่างๆ ของร่างกายให้เป็นชิ้นส่วนแข็งเกร็ง (Rigid Links) ซึ่งหมุนรอบศูนย์กลางข้อต่อ (Joint centers) กลศาสตร์ของชิ้นส่วนแข็งเกร็งเป็นไปตามกฎของนิวตัน ในเรื่องความสัมพันธ์ระหว่างแรงต่างๆ ที่กระทำต่อวัตถุเกร็ง การวิเคราะห์เชิงสถิตและเชิงพลวัตสามารถทำได้โดยใช้หลักกลศาสตร์

สถิตศาสตร์(Static) เป็นการศึกษาในขณะที่ชิ้นส่วนที่ถูกกระทำหนึ่งอยู่กับที่ การวิเคราะห์เชิงสถิตเป็นการรวมแรงและการกระจายของโมเมนต์ และโมเมนต์บิดที่ทำให้ส่วนที่ถูกแรงกระทำอยู่ในสภาวะสมดุลสถิต การประเมินการทำงานนั้นจะพิจารณาระบบชิ้นส่วนทางกล (Mechanical links) แต่ละชิ้นส่วนมีภาระงานกระทำอย่างไรของร่างกายนั้นว่า มีแรงที่เกิดขึ้นจุดไหน และส่งผลกระทบต่อระบบกล้ามเนื้อโครงร่างอย่างไรและส่งผลกระทบต่อหมอนรองกระดูก L5/S1 รุนแรงระดับใด

2.6.4.1 โมเดลของงานยกก่อนพัฒนาสู่โมเดลของงานหลัก Chaffin et al (1990) วิจัยวิธีการประเมินในทางชีวกลศาสตร์ ทำได้โดยการวิเคราะห์ว่าการทำงานนั้น อยู่ในสภาพการทำงานอย่างไรและมีปัจจัยหรือองค์ประกอบอะไร โมเดลสำหรับงานยกสิ่งของ การประเมินด้วยวิธีนี้เป็นการประเมินในสภาพที่แท้จริง การเกิดโมเมนต์โดยเฉพาะการเคลื่อนย้ายวัสดุ สิ่งของอยู่ห่างจากลำตัว โมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกในช่วงเอว (Lumbar spine) สะโพก(Hip) โดยเฉพาะแรงด้านภายในที่ด้านตรงตำแหน่งห่างจากจุดหมุนของ L5/S1 ประมาณ 5 เซนติเมตร คู่กับแรงดันในช่องท้อง (Abdominal pressure) ส่งผลที่ตำแหน่ง Spinal column ในขณะที่ปฏิบัติงาน ทำให้เกิดความเค้นที่ตำแหน่ง L5/S1 วิธีการวิเคราะห์ที่ใช้โมเดลที่ถูกสร้างขึ้นโดยการทดลองและกำหนดเป็นมาตรฐานและนำไปใช้กันอย่างกว้างขวางของ Chaffin ในปี 1969

โมเดลสำหรับงานยกสิ่งของ (Lifting task) ได้พัฒนากันมาอย่างต่อเนื่อง โดย Chaffin ในปี 1965 พัฒนาเพิ่มขึ้นโดย Moris, Lucas และ Bressler และอีกหลายครั้งจน มาถึงปี ค.ศ. 1986 Anderson และคณะ ได้ทำการทดลองและกำหนด เป็นสมการ ที่ 1-3 สำหรับ โมเดลนี้ เป็นที่ยอมรับและนำไปใช้กันอย่างกว้างขวาง

$$M_{L5/S1} = M_{\text{body weight}} + M_{\text{load}} \quad \text{สมการที่ 1}$$

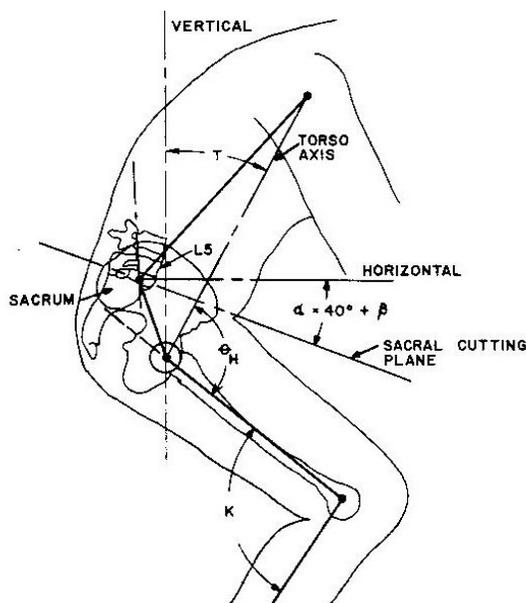
$$M_{L5/S1} = b mg_{\text{body}} + h mg_{\text{load}} \quad \text{สมการที่ 2}$$

$$P_A (\text{Abdominal pressure}) = 10^{-4} [43 - 0.36 \theta_H] [M_{L5/S1}^{1.8}] \quad \text{สมการที่ 3}$$

เมื่อ  $P_A$  คือแรงดันในช่องท้อง

$\theta_H$  คือ มุมรวมทั้งหมดที่ hip

$M_{L5/S1}$  คือ โมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่ L5/S1



ภาพที่ 2.13 แสดงโมเดลแสดงมุมต่างๆ สำหรับงานยก Chaffin et al (1990)  
(ที่มา: Chaffin et al, 1990, p 218)

## 2.7 โมเดลสำหรับงานผลักและงานลาก (Pushing and Pulling model)

Lee et al (1989) กรณีโมเดลสำหรับงานผลัก ได้มีการปรับปรุงและพัฒนาอย่างต่อเนื่อง เพื่อมีรูปแบบมาตรฐานสำหรับงานผลักที่เหมาะสม พัฒนาจากโมเดลงานยก ในปี 1989 ได้ทำการวิจัยและพัฒนา รูปแบบของโมเดล สำหรับงานผลักขึ้นมาเป็นมาตรฐาน เพื่อใช้ในการวิเคราะห์และใช้ประเมินด้วยวิธีการชีวกลศาสตร์ให้เหมาะสมกับงานผลักเพื่อลดความเสี่ยงของแรงอัดที่เกิดขึ้นที่หมอนรองกระดูกชั้นที่ L5/S1 โดยมีรูปแบบโมเดลมาตรฐานและกำหนดเป็นสมการที่ 4-6

$$M(L5/S1) = (F(\text{rec}).A) - (F(\text{erc}).B) + M(\text{abd}) \quad \text{สมการที่ 4}$$

$$M(\text{res}) = M(L5/S1) - M(\text{abd}) \quad \text{สมการที่ 5}$$

$$M(L5/S1) = \text{โมเมนต์ที่หมอนรองกระดูก (L5/S1)}$$

$$M(\text{abd}) = \text{โมเมนต์ที่หมอนรองกระดูก (L5/S1) ที่เกิดขึ้นจากแรงดันในช่องท้อง}$$

$M(\text{res})$  = โมเมนต์ที่ (L5/S1) ที่ลบด้วยค่าของโมเมนต์ที่เกิดขึ้นจากแรงดันในช่องท้อง

$F(\text{rec})$  = rectus abdominis muscle force มีค่าเป็นศูนย์ ถ้า  $M(\text{res}) > 0$  ในงานแบบดึง (Pulling task) หรือ  $F(\text{rec})$  หรือเป็นอย่างอื่น

$F(\text{erc})$  = erector spinae muscle force มีค่าเป็นศูนย์ ถ้า  $M(\text{res}) < 0$  ในงานแบบดึง (Pulling task) หรือ  $F(\text{erc})$  หรือเป็นอย่างอื่น

$A$  = แขนงของโมเมนต์จาก rectus abdominis muscle ถึง L5/S1

$B$  = แขนงของ erector spinae muscle โมเมนต์จาก ถึง L5/S1

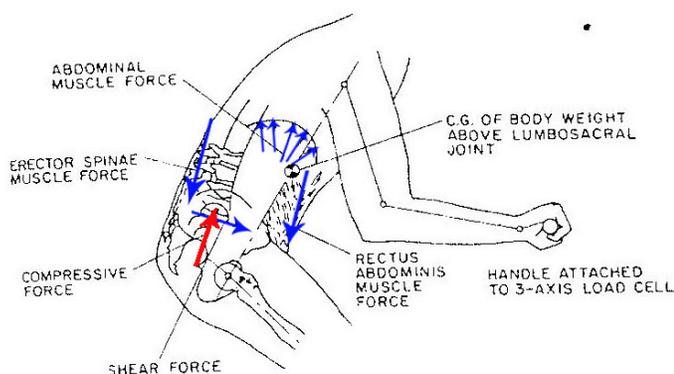
เงื่อนไขทั้งหมดนี้ ต้องอยู่ในสภาวะสถิต (Static) ที่สมดุลดังนั้นจึงหาสมการที่ 6 ได้ดังนี้

$F(\text{comp}) = F(\text{ex}) + F(\text{erc}) + F(\text{rec}) - F(\text{abd})$  สมการที่ 6

$F(\text{ex})$  = เป็นแรงจากน้ำหนักของร่างกายช่วงบนและแรงนอร์มอลที่เริ่มจากผลึกจากมือไปยัง L5/S1

$F(\text{comp})$  = แรงอัดที่ L5/S1

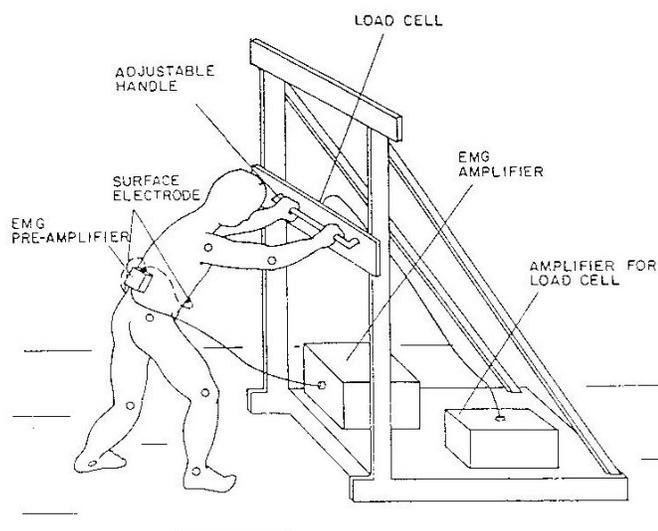
โมเดลนี้ต้องทราบค่าต่างๆ ต่อไปนี้คือ น้ำหนักของร่างกาย ตำแหน่งข้อต่อต่างๆ ในร่างกาย แรงที่เกิดขึ้นที่แขนจับขณะทำงานผลึก ที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดแรง (Load cell) เพื่อใช้ในการคำนวณตามโมเดลของ ชีวกลศาสตร์ ความสัมพันธ์ของแรง โมเมนต์ที่ข้อต่อต่างๆ รวมทั้งแรงที่เกิดจาก Erector spinae muscle และ Rectus abdominis muscle จนถึงแรงอัดที่ L5/S1 แรงดันในช่องท้อง [ $M(\text{abd})$ ] และผลของแรงที่เกิดจากแรงดันในช่องท้อง  $F(\text{abd})$  ซึ่งแนะนำโดย D. B. Chaffin ในปี 1972



ภาพที่ 2.14 ภาพอิสระที่หลังส่วนล่างที่รับแรงและเกิดโมเมนต์จากการทำงานผลึก

Lee และคณะ (Lee et al, 1989, p. 1552)

พบว่าโมเดลของงานยกสอดคล้องคล้ายกับโมเดลของงานผลัก โดยใช้หลักการเหมือนกัน Lee และ คณะได้ทดสอบโมเดลนี้โดยการวัดสัญญาณจากกล้ามเนื้อด้วย EMG กำหนดการวัด 8 ตำแหน่ง (channel) ในส่วนของ Erector spinae muscle และ Rectus abdominis muscle โดยจัดการออกแบบการทดลองใช้ ผู้ปฏิบัติงานเป็นชาย 4 คน เป็นหญิง 2 คนมีอายุระหว่าง 20-30 ปี ทุกคนมีสุขภาพดี ไม่เคยมีอาการบาดเจ็บบริเวณหลังส่วนล่างมาก่อน และทำการวัดสัดส่วนของร่างกายก่อนการทดลอง ในการทดลองผู้ปฏิบัติงานใส่รองเท้าเหมือนกัน มีพื้นยางเพื่อกันลื่น ลักษณะอุปกรณ์จำลองการทำงาน กำหนดความสูงของแขนจับที่ 3 ระดับ ( 66 ซม. 109 ซม. และ 152 ซม. ) การผลักใช้เวลา 4 วินาที ทำซ้ำกัน 5 ครั้ง ท่าทางการทำงาน ผู้ปฏิบัติงานทำตามความถนัด ( Hand free posture ) ที่มีมือจับนั้นแรงที่เกิดขึ้นวัดด้วย Tri axial load cell ทั้งในแนวตั้งและแนวนอน พร้อมทั้งบันทึกการวัดสัญญาณของกล้ามเนื้อรวมทั้งถ่ายภาพไว้และบันทึกเป็นแบบภาพนิ่งในท่าทางต่างๆ ได้ เพื่อนำมาวิเคราะห์แบบชีวกลศาสตร์



ภาพที่ 2.15 การทดลองงานผลักโมเดลของ Lee et al (ที่มา: Lee et al, 1989 p. 1555)

Lee และ คณะ (1989) ได้ทำการวิจัยงานผลักแสดงในภาพที่ 2.15 โดยสร้าง  
สถานีนงานอยู่กับที่ และผลักแบบสถิต

ผลของการทดลองพบว่าความสัมพันธ์ของของกล้ามเนื้ออกกับสัญญาณจาก EMG (rms) ไม่สอดคล้องกันมากนักสาเหตุมาจากผลกระทบ (Interaction) ระหว่างกลุ่มกล้ามเนื้อ แต่เมื่อ ลำตัวเอียงไปมากขึ้น ทำให้ Spinal ligament เกิดการดึง EMG (rms) มีค่ามากขึ้นตามไป สาเหตุจากมุมที่มากขึ้นทำให้กลุ่มกล้ามเนื้อที่ดึงโครงกระดูก (Erector spinal) มีแรงดึงเพิ่ม ทำให้เกิดโมเมนต์หมุนในช่วงบนของลำตัวมากขึ้น ค่า EMG (rms) ลดลงเมื่อมุมลดลงมากกว่า 45 องศา

ผลสรุปของการทดลองนี้มีการวัดค่าทางสัญญาณไฟฟ้าในกลุ่มกล้ามเนื้อ เพื่อเปรียบเทียบกับแรงที่ใช้ที่วัดได้จาก Strain gauge (Load cell) แต่ไม่ได้คำนวณหาแรงอัดที่หมอนรองกระดูกชั้นที่ L5/S1 โดยสนใจสาระสำคัญของสัญญาณทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นของ EMG นำไปสร้างสมการถดถอย (Linear regression equation) ของผู้ทดลองแต่ละคน เพื่อศึกษาความแข็งแรง (Strength) ของกล้ามเนื้อหลังและกล้ามเนื้อหน้าท้องที่เกิดขึ้นตามปัจจัยและตัวแปรที่กำหนด จากสมการถดถอยที่ได้มาสามารถนำไปหาค่าแรงอัดที่ L5/S1 ได้จากโมเดลทางชีวกลศาสตร์ได้

## 2.8 การวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อด้วย (Electromyography) หรือ EMG

การวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อสามารถอธิบายได้โดยคุณลักษณะการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้า เกิดการแลกเปลี่ยนสารประจุไฟฟ้าที่เซลล์กล้ามเนื้อที่สามารถวัดได้ ค่า EMG เป็นค่ากระแสไฟฟ้าสถิตที่เกิดขึ้นในขณะที่กล้ามเนื้อทำงาน มีทั้งค่าบวกและค่าลบ เราสามารถทราบว่าการกล้ามเนื้อทำงานหนักมากน้อยขนาดเท่าไร ด้วยสัญญาณจาก EMG กรณีเป็นค่าบวก หรือ ค่าลบ ในปริมาณมาก

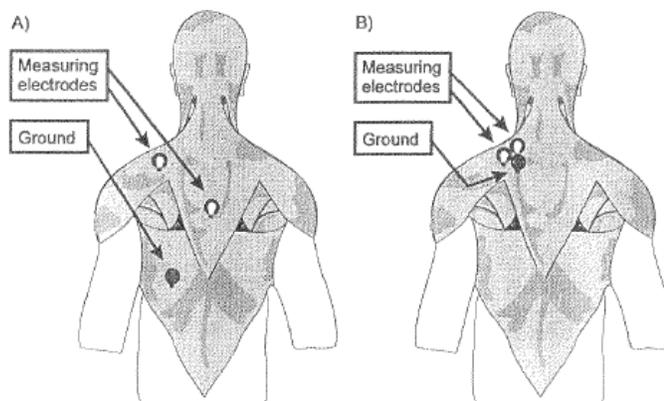
### 2.8.1 Electromyography หรือ EMG

ธนเดช ศรีบุญลือ และदनัยศวร เรียงรัชตะ (2546) EMG คือ การวัด สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อมัดนั้นๆ ในร่างกายมนุษย์นั้น กล้ามเนื้อลาย (Striped or skeletal muscle) เป็นระบบกล้ามเนื้อที่อยู่ภายใต้การควบคุมของจิตใจ (Voluntary muscle) ทำหน้าที่เคลื่อนไหว ร่วมกับกระดูก เอ็น และข้อต่อต่างๆ งานวิจัยฉบับนี้ สนใจการทำงานของกล้ามเนื้อลาย เพราะกล้ามเนื้อกลุ่มอื่น เป็นกล้ามเนื้อที่นอกเหนือการควบคุมของจิตใจ คือ กล้ามเนื้อเรียบ

และ กล้ามเนื้อหัวใจ (involuntary muscle) ส่วนกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำงานภายใต้อำนาจจิตใจ (Voluntary muscle)

กัมพล วิเชียรโหด (2541) เส้นประสาทของกล้ามเนื้อที่ส่งสัญญาณมาควบคุม กล้ามเนื้อจัดอยู่ในระบบประสาทส่วนกลาง (central nervous system) ซึ่งประกอบด้วย ไขสันหลัง และเส้นใยประสาทรอบนอก โดยทำหน้าที่ส่งประสาทความรู้สึกรู้สึก (sensory information) ไปยังสมองหรือไขสันหลัง และเส้นใยประสาทที่ส่งข้อมูลจากสมองหรือกระดูกสันหลังไปยังกล้ามเนื้อ กล้ามเนื้อหนึ่งมัดประกอบด้วย มอเตอร์ยูนิต (motor unit) จำนวนมากซึ่งประกอบด้วยเซลล์กล้ามเนื้อ และประสาทสั่งการ (motor neuron)

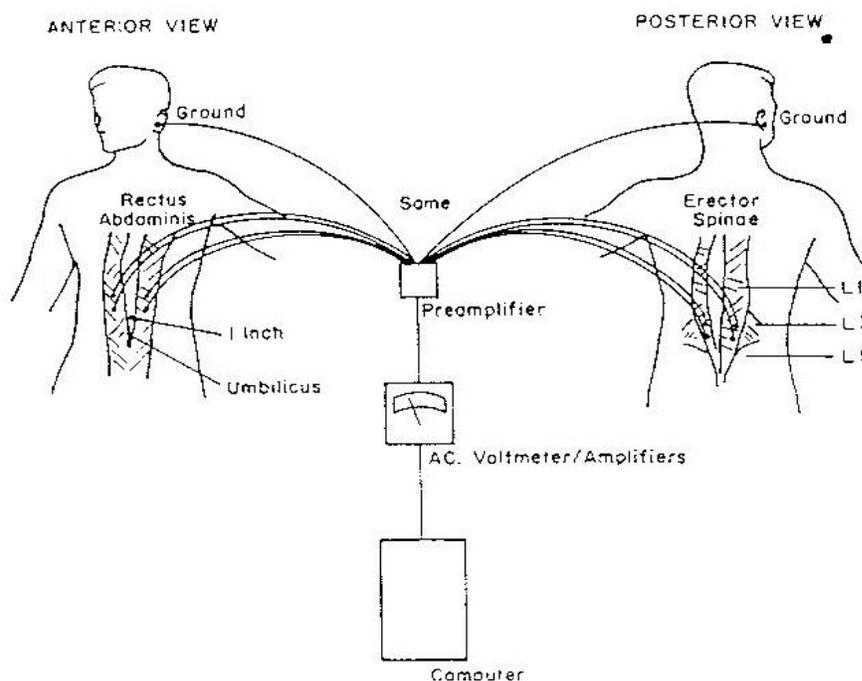
การใช้ EMG เพื่อตรวจดูการทำงานของกล้ามเนื้อ และติดตามดูความล้าที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ คลื่นไฟฟ้าที่บันทึกได้จะขึ้นอยู่กับตัวแปรต่างๆ หลายตัวแปร เช่น การคัดเลือกกลุ่มกล้ามเนื้อที่วัด ตำแหน่งการติดตั้ง ขั้ววัด ภาระงานหนักหรือเบา ลักษณะการทำงานของกล้ามเนื้อ (แบบสถิตหรือแบบพลวัต) ตลอดจนสภาพร่างกายผู้ถูกทดสอบ EMG เป็นการวิเคราะห์จากการใช้ขั้ววัดหรืออิเล็กโทรดติดตั้งบนตำแหน่งใกล้เคียงกับกล้ามเนื้อที่การทำงานหรือต้องการศึกษานั้น ซึ่งใช้เป็นมาตรฐานวิธีหนึ่ง เมื่อมีการทำงานกลุ่มกล้ามเนื้อมีการหดตัวหรือคลายตัว สัญญาณไฟฟ้านี้จะบันทึกไว้ได้โดยศึกษาการเคลื่อนไหว การหดตัวของกล้ามเนื้อตลอดทั้งการประยุกต์เพื่อใช้ตรวจสอบความเมื่อยล้า จากการเปลี่ยนแปลง ของเมมเบรนซึ่งเป็นเนื้อเยื่อที่ห่อหุ้มเซลล์ในร่างกายซึ่งทำให้เกิดค่าความต่างศักย์ในปลายประสาทหรือ เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ



ภาพที่ 2.16 แสดงการติดตั้งอิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อเพื่อวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ

(ที่มา: EMG Muscle Tester ME3000 V 1.3, 1995, p 24)

จากรูป 2.16 แสดงวิธีการติด อิเล็กโทรดบนกล้ามเนื้อมัดต่างๆ ที่เราสนใจในการหาค่าสัญญาณ EMG

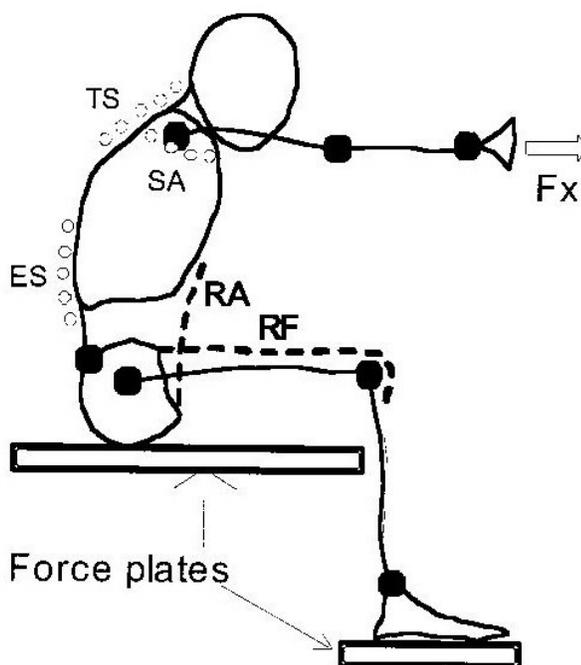


ภาพที่ 2.17 การใช้ EMG สำหรับงานผลึก (ที่มา: Lee et al, 1989 p. 1553)

การใช้ EMG ตรวจสอบความล้าและความแข็งแรงของกลุ่มกล้ามเนื้อในงานผลึก โดยใช้ EMG ตามวิธีของ K. S. Lee และคณะ (1989) เลือก Rectus abdominis muscle และ Erector spinae muscle แสดงในภาพที่ 2.17

Serge Le Bozec และ Simon Bouisset (2004) ทำการวิจัยทำงานของกล้ามเนื้อกับท่าทางการทำงานในท่านั่งสำหรับงานผลึก (Pushing) โดยใช้ ไดนาโมมิเตอร์ เป็นอุปกรณ์วัดแรงผลึกในแนวนอน ( $F_x$ ) ในตำแหน่งมือที่ตึง และยังติดตั้งอุปกรณ์วัดแรงแบบ ฟอรัลเพลท (Force plate) ไว้ที่เท้าและที่นั่ง ตรวจสอบการทำงานของกล้ามเนื้อด้วย EMG กลุ่มกล้ามเนื้อแสดงในภาพที่ 2.18 เลือกใช้คือ TS (Trapezius superior), SA (Serratus anterior), ES (Erectores spinae), RF (Rectus femoris), RA (Rectus abdominis) โดยการทำงานอยู่ในระดับ ประมาณ 75 เปอร์เซ็นต์ของ การออกแรงสูงสุด (Maximal voluntary contraction) ทำการเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อที่วัดได้จากสัญญาณ EMG กับ การออกแรงโดยตรง ของ  $F_x$  และ  $X_p$  ที่ ฟอรัลเพลท ซึ่งสรุปได้ว่าการทำงานของกล้ามเนื้อส่วนต่างๆสามารถอธิบายความต้องการลักษณะการ

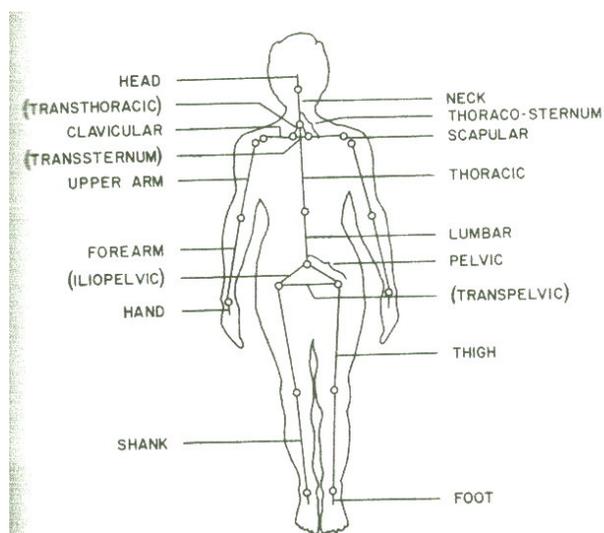
ทำงานวิธีทางชีวกลศาสตร์ได้ว่าควรจัดทำทางการทำงานแบบใดที่ให้การออกแรงเหมาะสมกับการทำงานนั้น จากผลของความสัมพันธ์ระหว่างการตรวจสอบด้วย EMG กับ วิธีทางชีวกลศาสตร์ค่าความชัน (Slop) ที่ประมาณได้ไปในเชิงเส้นตรง



ภาพที่ 2.18 แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อที่เกิดจากการทำงานหลักในท่านี้

## 2.9 สัดส่วนของร่างกายในชีวกลศาสตร์ (Anthropometry in occupational biomechanics)

สัดส่วนร่างกายเป็นวิทยาศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับ ขนาด มวล รูปทรง และคุณสมบัติของร่างกายของมนุษย์ การวัดสัดส่วนร่างกายได้มีการพัฒนามาหลายปีกับประชากร และได้รวบรวมเป็นข้อมูลทางสถิติที่อธิบายรายละเอียดของ ขนาด มวล รูปทรง พื้นฐานของสัดส่วนร่างกายเป็นสิ่งจำเป็นในการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ มีนักวิจัยจำนวนมากที่ทำการรวบรวมข้อมูลเกี่ยวกับสัดส่วนร่างกาย เพื่อเป็นประโยชน์ในการศึกษาด้านนี้



ภาพที่ 2.19 การกำหนดตำแหน่ง (Landmarks) ของระบบโครงร่างของร่างกาย

(ที่มา: Lee et al, 1989 p. 67)

Webb (1978) กล่าวอ้างใน Chaffin et al (1990) ได้นำเสนอ Center of rotation ของชิ้นส่วนต่างๆของร่างกายและระบบชิ้นส่วนต่อโยง (Linkage System) ซึ่งกำหนดเป็นค่าที่นำไปใช้ในทางชีวกลศาสตร์ดังในภาพที่ 2.19

จากการศึกษาของ Harless and Dempster ซึ่งสรุปไว้โดย Miller and Nelson ในปี 1976 ได้กำหนดค่าความหนาแน่นโดยการพิสูจน์จากซากศพ ด้วยการเอาอวัยวะส่วนต่างๆไปแทนที่ในน้ำ โดยใช้สูตร

$$\text{Segment Mass} = \text{Segment Volumn (cm}^2\text{)} * \text{Segment Density (g / cm}^3\text{)}$$

Miller and Nelson (1976) ได้สรุปเป็นตารางของความหนาแน่นของชิ้นส่วนของร่างกายที่ศึกษาจากศพดังในตารางที่ 2.7

ตารางที่ 2.7 แสดงค่าความหนาแน่นที่ศึกษาได้จากศพ (กรัม/ เซนติเมตร<sup>3</sup>)  
(Miller and Nelson, 1976)

Segment	Harless <sup>a</sup>	Dempster <sup>b</sup>
Head and neck	1.11	1.11
Trunk	-	1.03
Upper arm	1.08	1.07
Forearm	1.10	1.13
Hand	1.11	1.16
Thigh	1.07	1.05
Lower leg	1.10	1.09
Foot	1.09	1.10

<sup>a</sup> อ้างอิงจากซากศพจำนวน 5 ศพ

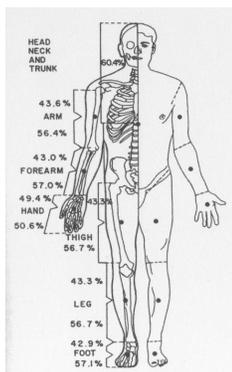
<sup>b</sup> อ้างอิงจากซากศพจำนวน 8 ศพ

Roebuck, Kroemer, and Thomson (1975) กล่าวอ้างใน Chaffin et al (1990) ได้ศึกษาและแสดงผลของการทดลองและพบว่า เราสามารถหาน้ำหนักของอวัยวะชิ้นส่วนต่างๆ ของร่างกาย (Body segment) ได้โดยการเทียบเป็นสัดส่วนกับน้ำหนักของร่างกายทั้งหมด (Whole body weight) จากการวิจัยจากประชากรกลุ่มต่างๆ ที่หลากหลาย Webb Associates (1978) ได้กำหนด สัดส่วนที่เป็นค่าเฉลี่ยจากการค้นคว้าจากคนจำนวนมากกำหนดเป็นตาราง เพื่อนำไปใช้ในงานทางวิทยาศาสตร์การแพทย์และการยศาสตร์ แสดงในตารางที่ 2.8

ตารางที่ 2.8 แสดงจำนวนเปอร์เซ็นต์การกระจายของน้ำหนักร่างกายทั้งหมดกับอวัยวะ  
ส่วนต่างๆ ของร่างกาย (ที่มา: Chaffin et al, 1990, p 218)

Grouped Segments,% of Total Body Weight	Individual Segments ,%of Grouped Segments Weight
Head and Neck = 8.4 %	Head = 73.8 % Neck = 26.2 %
Torso = 50.0 %	Thorax = 43.8 % Lumbar = 29.4 % Pelvic = 26.8 %
Total arm = 5.1 %	Upper arm = 54.9 % Forearm = 33.3 % Hand = 11.8 %
Total leg = 15.7 %	Thigh = 63.7 % Shank = 27.4 % Foot = 8.9 %

ตำแหน่งจุดศูนย์กลางถ่วงของอวัยวะชิ้นส่วนต่อโยงในร่างกาย (Segment Mass-Center Location Data) การหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางถ่วงของอวัยวะชิ้นส่วนต่อโยง (Body-segment Linkage) Dempster (1955) ) ได้กล่าวอ้างใน Chaffin et al (1990) ได้วิจัยจากซากศพเพื่อศึกษาด้านชีวกลศาสตร์และได้แสดงในภาพที่ เปอร์เซ็นต์โดยการเทียบเป็นสัดส่วนดังในภาพที่ 2.20 และ Clauser, Mc Conville, and Young (1969) ได้ศึกษาเพิ่มเติมต่อมาจาก Dempster โดยมีการเพิ่มเติมเพียงเล็กน้อยดังแสดงในตารางที่ 2.9



ภาพที่ 2.20 แสดงจุดศูนย์ถ่วงของชิ้นส่วนต่อโยงของสัดส่วนร่างกายมนุษย์โดยการเทียบเป็นเปอร์เซ็นต์กับความยาว (ที่มา: Chaffin et al, 1990, p 87)

ตารางที่ 2.9 แสดงตำแหน่งจุดศูนย์ถ่วงของชิ้นส่วนต่อโยงของสัดส่วนร่างกายมนุษย์

Dimension	Male			Female			Percent Link Length Demster ( 1955) <sup>a</sup>
	5	50	95	5	50	95	
Wrist-to-hand CM	6.7	7.0	7.4	6.1	6.4	6.7	-
Elbow-to-lower arm CM	11.0	11.7	12.3	9.9	10.4	11.0	43.0%
Shoulder-to-upper arm CM	12.5	13.2	14.0	11.6	12.1	12.5	43.6%
Hip-to-trunk, neck, head CM	18.1	19.3	22.5	16.7	17.9	19.1	39.6%
Hip-to-trunk, neck, head CM <sup>b</sup>	23.0	24.8	26.1	22.2	23.2	24.2	56.7%
Knee-to-upper leg CM	23.0	23.2	24.9	19.3	20.6	22.1	56.7%
Ankle-to-lower leg CM	10.6	11.4	12.3	9.4	10.3	11.1	42.9%
Heel-to-foot CM							

<sup>a</sup> ทุกขนาดอ้างอิงโดยงานวิจัยของ Demster

<sup>b</sup> ต้องอยู่ทำยืนตรง วัดจาก สะโพกถึงจุดศีรษะ

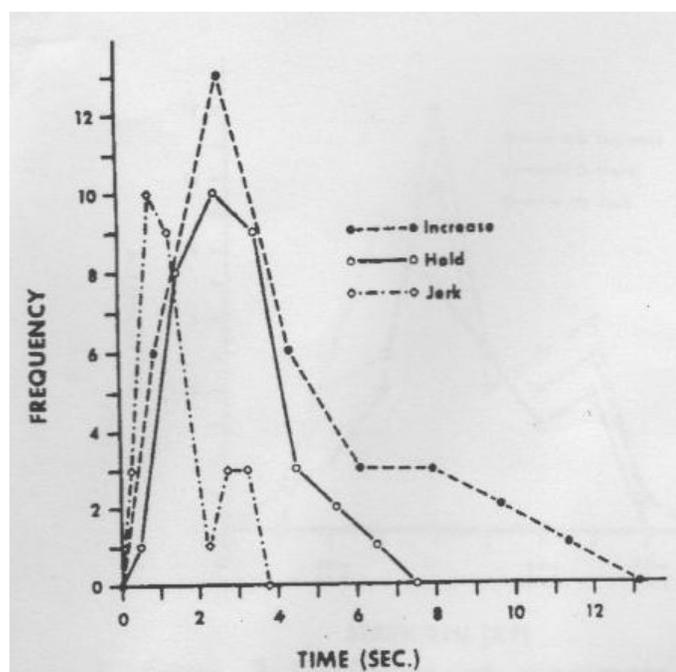
## 2.10 การทดสอบความแข็งแรงสถิติของคนตามหลักการยศาสตร์

เนื่องจากการออกแบบการทดลองในงานวิจัยนี้เป็นการทำงานแบบสถิติคืองาน ผลักที่อยู่กับสถานีงาน การทดสอบกำลังกล้ามเนื้อสถิติบางส่วน เพื่อทราบค่ากำลังกล้ามเนื้อ สถิติของผู้เข้ารับการทดลอง เป็นปัจจัยที่สำคัญ

Lee et al (1974) การวัดกำลังสถิติหรือการออกกำลังกายแบบสถิติ ผู้ปฏิบัติงาน ควรทราบปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการทดลองดังนี้

- ข้อแนะนำที่ต้องให้ผู้ทดลองทราบในการทดลอง
- ระยะเวลาที่ใช้ในการทดลอง
- ท่าทางที่ใช้ในการทดสอบ
- ช่วงเวลาพักระหว่างการทดลอง

ความแข็งแรงสูงสุดในสภาวะสถิติคือ การที่กล้ามเนื้อได้พยายามออกแรงหรือ แรงบิดอย่างเต็มความสามารถในสภาวะสถิตินั้น



ภาพที่ 2.21 กราฟแสดงการเปรียบเทียบการทำงานแบบ Jerk, Hold และ Increase

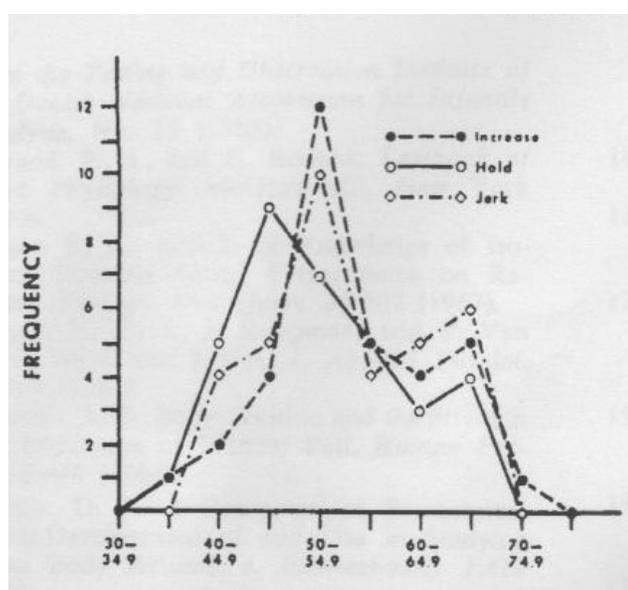
(ที่มา: Lee et al, 1974, p 204)

Lee et al (1974) แนะนำการทำงานในสภาวะสถิตของ Kromer and Howard ได้ทำการทดลองงานผลึกแบบสองมือในสภาวะสถิต ได้กำหนดสภาวะการทำงานที่แตกต่างกันไปถึง 3 ประการคือ การทำงานแบบ ออกแรงทันทีอย่างรวดเร็ว (Jerk) การทำงานแบบออกแรงแบบขึ้นและลงมีช่วงเวลาที่ผ่อนเป็นจังหวะที่พอเหมาะ (Increase) และการทำงานแบบใช้เวลาออกแรงค่อนข้างนาน (Hold) และแสดงรายละเอียดประกอบกับภาพที่ 2.21 ได้ดังนี้คือ

- การทำงานออกแรงทันทีอย่างรวดเร็ว (Jerk) วิธีการนี้จะออกแรงอย่างรวดเร็วเมื่อเริ่มคิดเป็นแรงที่ออกคือ 38%ทันที 41%ที่วินาทีที่ 1-2 และ 12 %วินาทีที่ 2-3 และอีก 9 % เมื่อเวลามากกว่า 3 วินาทีขึ้นไป

- การทำงานแบบออกแรงแบบขึ้นและลงมีช่วงสัมพันธ์กับเวลาพอดีเหมาะสม (Increase) ใช้แรง 12%ที่ วินาทีแรก 15%ที่วินาทีที่ 1-2 และ 21%ที่วินาทีที่ 2-3 หาก วินาทีที่ 3-4 ยังสม่ำเสมอที่ 21% แรงเพิ่มอีก 6 %วินาทีที่ 4-5 และใช้เวลามากกว่านั้นแรงใช้แรงที่ 27 % ที่ใช้เวลามากกว่า 5 วินาที

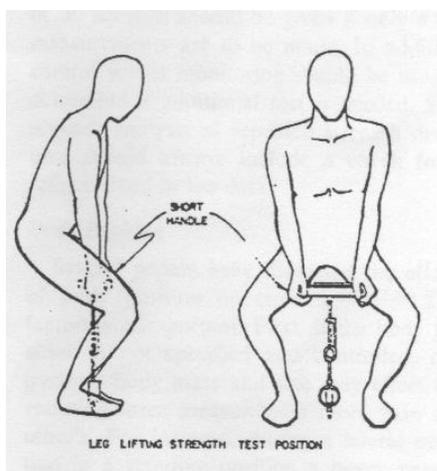
- การทำงานที่ใช้เวลาออกแรงค่อนข้างนาน (Hold) ออกแรง 3 %ในวินาทีที่ 1 ออกแรงเพิ่มเป็น 24% ในวินาทีที่ 1-2 ออกแรงเพิ่มเป็น 29%ในวินาทีที่ 2-3 และ 26 % วินาทีที่ 3-4 และ 9% วินาทีที่ 4-5 แล้วยังคงสภาพที่ 9% หลังจาก 5 วินาทีจากนั้นไป



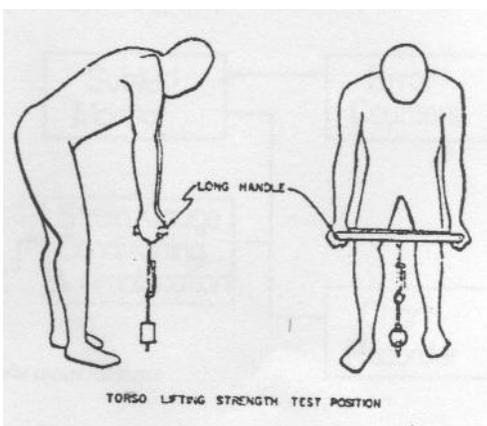
ภาพที่ 2.22 แสดงการสรุปผลการทดลองของ Kromer and Howard

(ที่มา: Lee et al, 1974, p 205)

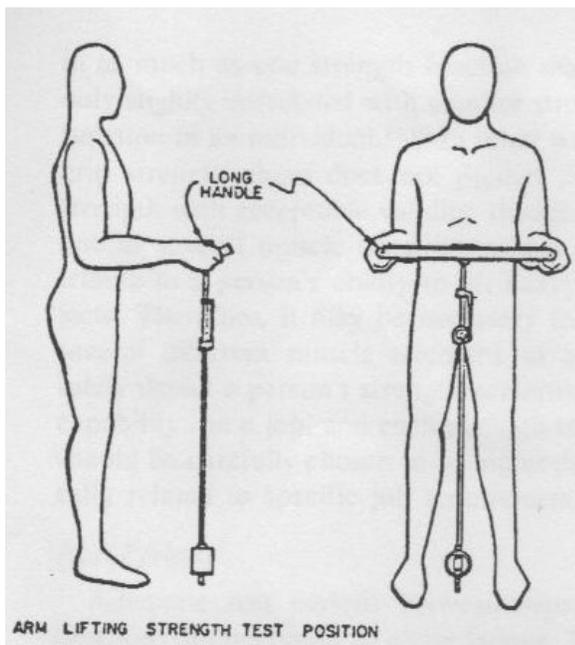
Lee et al (1974) อ้างถึง Kromer and Howard ว่าได้สรุปเปรียบเทียบว่ามีข้อแตกต่างกันน้อยมากระหว่าง 3 วิธีการนั้น ค่าเฉลี่ยของความแข็งแรง (Mean Strength) ที่ Kromer and Howard ได้ทดสอบ สรุปดังนี้คือ ค่าเฉลี่ยของความแข็งแรงแบบ Jerk เท่ากับ 55.4 kp แบบ Increase เท่ากับ 55.4 kp และ แบบ Hold เท่ากับ 52.4 kp แต่แบบ Hold มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่สูงกว่า สรุปแสดงในภาพที่ 2.22



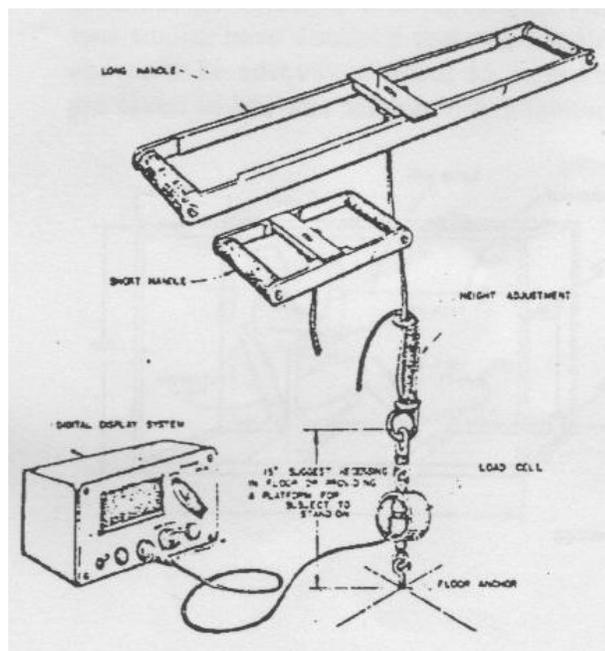
ภาพที่ 2.23 ทดสอบความแข็งแรงขา  
(ที่มา: DON B. Chaffin, 1975, p 507)



ภาพที่ 2.24 ทดสอบความแข็งแรงลำตัว  
(ที่มา: DON B. Chaffin, 1975, p 507)



ภาพที่ 2.25 ทดสอบความแข็งแรงแขน  
(ที่มา: DON B. Chaffin, 1975, p 507)



ภาพที่ 2.26 อุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบ Load cell และ Handle  
(ที่มา: DON B. Chaffin, 1975, p 507)

การทดสอบความแข็งแรงของกล้ามเนื้อในสภาวะสถิต ทดสอบได้โดยใช้อุปกรณ์ตามภาพที่ 2.26 โดยการจัดทำทางพร้อมกับใช้อุปกรณ์วัดแรง (Load cell) สำหรับทำทางในการทดสอบนั้นมีทั้งหมด 3 ท่า คือท่าทดสอบความแข็งแรงแขน ท่าทดสอบความแข็งแรงขา และท่าทดสอบความแข็งแรงลำตัว (กล้ามเนื้อหลัง) และอุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบแสดงในภาพที่ 2.23, 2.24 และ 2.25

## 2.11 การติดตั้งตำแหน่งอิเล็กโทรดในการทดลอง EMG

รายละเอียดเฉพาะทางด้านนี้ มีการศึกษาไม่มากนัก อย่างไรก็ตามการติดตั้งตัว Electrode ที่กลุ่มกล้ามเนื้อ โดยดูสัดส่วนของร่างกายประกอบด้วย

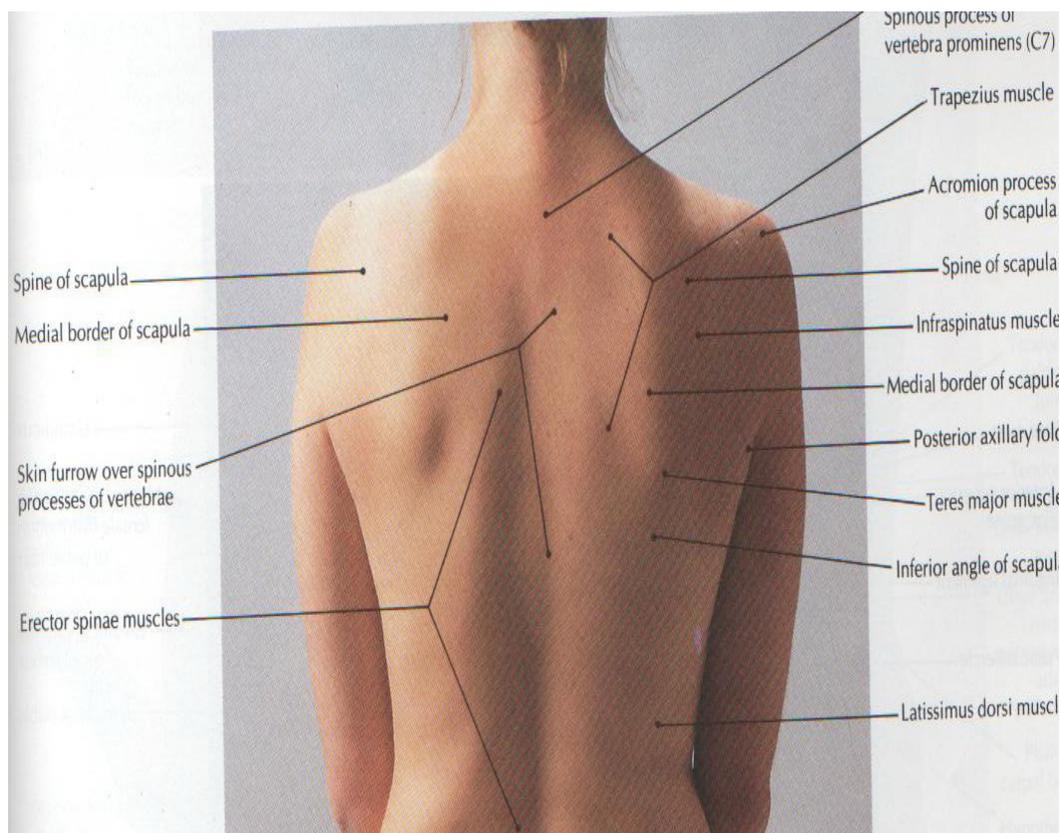
Gray L. Soderberg (1992) กล่าวอ้างถึง Zuniga et al (1970) ได้แนะนำว่า ตำแหน่งที่ควรติดตั้ง Electrode ควรอยู่ที่ทั้ง Unipolar และ Monopolar เพราะจะให้ค่า EMG ที่สูงที่สุด แต่ต้องพิจารณาสัญญาณรบกวน (Noise)

Gray L. Soderberg (1992) กล่าวอ้างถึง Kramer และคณะให้กำหนดจุดตรงกลางกล้ามเนื้อและขยายตำแหน่งออกไปทางด้านข้างสองด้านให้สมมาตรกัน

อย่างไรก็ตาม มีผู้วิจัยจำนวนมากที่แนะนำด้วยเหตุผลต่าง ๆ กัน มีข้อสรุปจากหลายการทดลองที่สอดคล้องกันในการติดตั้งตำแหน่ง Electrode สรุปเป็นประเด็นหลักดังต่อไปนี้

- ตัว Electrode ที่ติดต้องสัมผัสอยู่ในตำแหน่งขนานกับแนวของกล้ามเนื้อห้ามติดในแนวขวาง
- ต้องคำนึงถึงกระแสไฟฟ้าความเหนียวหนา โดยการกำหนดให้ จุดศูนย์กลางของ Electrode ควรห่างกันระหว่าง 2 -10 มิลลิเมตร (ในที่นี้ Electrode แบบเข็ม) มีข้อควรระวังข้อผิดพลาดการติดตั้งตำแหน่ง Electrode ไว้บนกล้ามเนื้อคนฝึกกลุ่ม
- ควรติดตั้ง Electrode ในแนวเดียวกันและมีระยะห่างประมาณ ครึ่งหนึ่งระหว่าง Electrode คู่หนึ่ง แต่หากไกลมากกว่านี้ ต้องระวังสัญญาณรบกวน
- การติดตั้งบน Bipolar น่าจะให้ความเหมาะสม

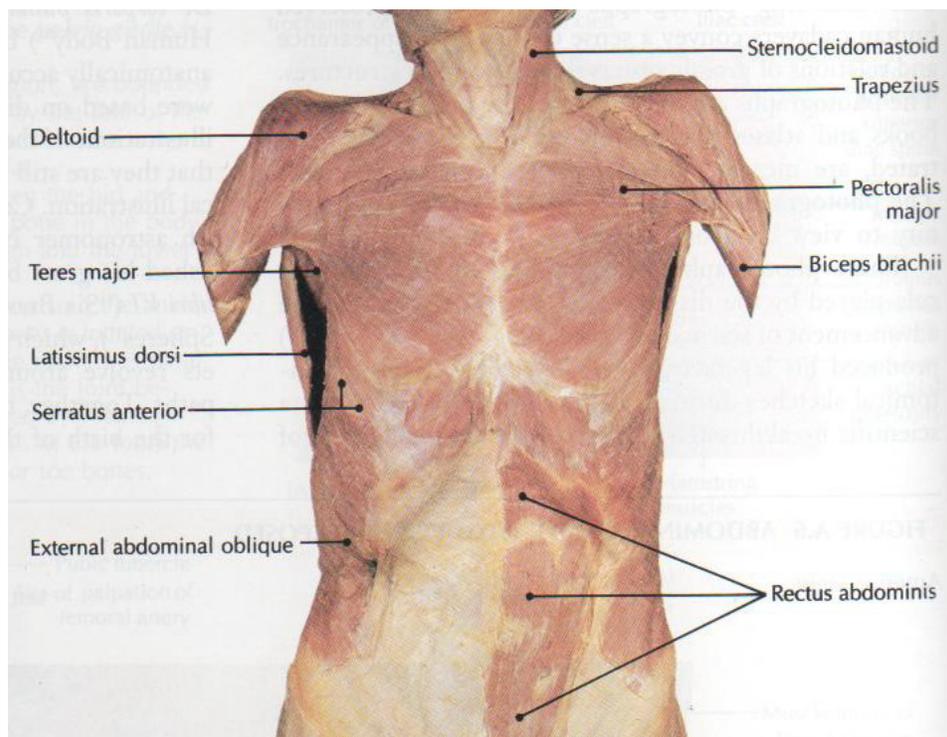
ยังมีข้อจำกัดจากการค้นคว้าอีกมากในกรณีนี้ ที่ต้องการตำแหน่งการติดตั้ง Electrode ของ EMG ที่ดีที่สุดบนระบบโครงร่างของ



ภาพที่ 2.27 ลักษณะกลุ่มกล้ามเนื้อ Trapezius superior และ Erector spinae

Gray L. Soderberg (1992) การติดตั้งติดตั้ง Electrode ของ EMG ที่กล้ามเนื้อ Trapezius pars descendens ภาพที่ 2.27 ในตำแหน่งต้องหมุนศีรษะซ้ายไปด้านตรงกันข้ามแนวของกล้ามเนื้อ (Lead line) จากตำแหน่ง Acromion ถึง Spine of the 7<sup>th</sup> cervical vertebrae ตำแหน่งกึ่งกลางแนวกล้ามเนื้อ (Central lead point) คือ  $\frac{1}{2}$  LLL

Gray L. Soderberg (1992) การติดตั้งติดตั้ง Electrode ของ EMG ที่กล้ามเนื้อ Erector spinae ภาพที่ 2.27 ในตำแหน่งการยืน (Standing erect) แนวของกล้ามเนื้อ (Lead line) ขนานกับ Spinal column ตำแหน่งกึ่งกลางแนวกล้ามเนื้อ (Central lead point) คือ ระยะเท่ากับ  $\frac{1}{6}$  จาก iliac crest มาถึง Spine ชั้นที่ 7 เหนือ iliac crest



ภาพที่ 2.28 แสดงลักษณะกลุ่มกล้ามเนื้อ sRectus abdominis

Janessa D.M. Drake et al (2005) การติดตั้งติดตั้ง Electrode ของ EMG ที่กล้ามเนื้อ Rectus abdominis (RA) ในภาพที่ 2.28 อยู่ที่ตำแหน่ง ประมาณ 3 เซนติเมตรทางด้านข้าง Umbilicus