บทที่ 2
ทฤษฎีและวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ระบบกล้ามเนื้อ

กล้ามเนื้อทั้งมัดประกอบด้วยเส้นใยกล้ามเนื้อมากมายซึ่งจะมีการเรียงตัวได้เป็นแบบ ต่างๆ เช่น แบบขนาน (parallel) ,แบบรูปกระสวย (fuseform), แบบลู่เข้าหากัน (convergent), แบบขนนกครึ่งซีก (unipennate)

การทำงานของกล้ามเนื้อจะเกิดขึ้นโดยการหดตัวสั้นเข้าสลับกับการคลายตัว การหดตัวของกล้ามเนื้อจะมีการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าที่สามารถบันทึกได้เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential)

ความตึงของกล้ามเนื้อขึ้นอยู่กับจำนวนเส้นใยที่หดตัวเมื่อจำนวนเส้นใยกล้ามเนื้อถูกกระตุ้นเพิ่มขึ้น จะมีความตึงเพิ่มขึ้น ความตึงของกล้ามเนื้อนั้นไม่ได้ขึ้นกับหน่วยยนต์ทีทำงานแต่เพียงอย่างเดียว แต่ยังขึ้นอยู่กับความถี่ของคลื่นประสาทที่ส่งจากเซลล์ประสาทยนต์ลงไปสู่เส้นใยกล้ามเนื้อการทำงานของจำนวนหน่วยยนต์ที่ทำงานและความถี่ของคลื่นประสาทเรียกว่า หน่วยยนต์ที่เกี่ยวข้อง (motor unit involvement,MUI)

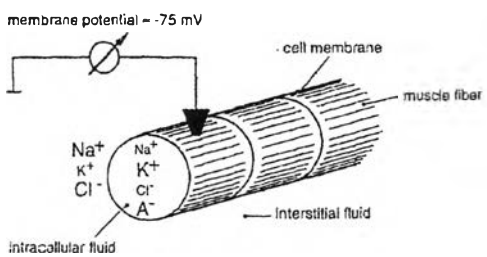
ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อและประสาท

กล้ามเนื้อและระบบ ประสาทเป็น เนื้อเยื่อที่ตื่นตัวได้ (excitable tissue) มีกลไกที่เก็บประจุไฟฟ้าได้ และสามารถปล่อย ประจุไฟฟ้าออกไปได้เมื่อมีการกระตุ้น และมีเยื่อหุ้มเซลล์ ที่เป็น เยื่อที่ซึมผ่านได้บางส่วน (semi permeable membrane) และมีอิเล็กโตรไลต์หลายอย่างที่มีความเข้มข้นไม่เท่ากันเป็นสวนประกอบที่สำคัญคือ โซเดียมและ โปแตสเซียม เพราะมี กลไกคอยสูบ โปแตสเซียมเข้าไปใน เซลล์ และ โซเดียมออกนอกเซลล์ ตลอดเวลา แต่ในภาวะพัก (resting stage) นั้นเยื่อหุ้มเซลล์ ยอม

ให้ โปแตสเซียม ผ่านได้มากกว่า โซเดียมถึง 50 เท่า จึงทำให้ โปแตสเซียมนำประจุบวกออกมาข้างนอกแต่ก็ไม่สามารถกระจายไปได้ไกล เพราะถูกดูด โดย ไอออน ที่ผ่านเยื่อหุ้มออ

กมาไม่ได้ จึงเรียงรายอยู่นอกเยื่อหุ้มเซลล์ เป็นผลทำให้ศักย์ไฟฟ้าภายนอกเซลล์ เป็นบวกมากกว่าภายใน ฉะนั้น จะเห็นได้ว่า เยื่อหุ้ม เซลล์ ทำงานเปรียบเสมือน ตัวเก็บประจุ (capacitor) ที่มีเยื่อหุ้มเป็น ฉนวน และสองข้างของเยื่อหุ้มมี อิเล็กโตรไลท์ ที่นำไฟฟ้าได้

เมื่อมีการทำงานจะเป็นที่ประสาทหรือกล้ามเนื้อก็ดี จะมีการกระจายของไฟฟ้าออกตามกล้ามเนื้อ ไฟฟ้าที่กระจายไปตามกล้ามเนื้อนั้น มีหน้าที่ไปกระตุ้นกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้ออีกต่อหนึ่งเมื่อถูกกระตุ้น เยื่อหุ้ม เซลล์ ของประสาทและกล้ามเนื้อ จะมีการยอมให้ โซเดียมผ่านเพิ่มขึ้น อาจเห็นได้มากถึง 200 เท่าจึงเป็นผลให้ โซเดียมไหลเข้า ไปใน เซลล์ (in flux) ทำให้ศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเปลี่ยนไป คือลดลงที่เรียกว่า depolarization เมื่อมีการกระตุ้นนั้นแรงพอและเกินระดับกั้น จะทำให้ โซเดียม ไอออน เข้าไปในเซลล์ ได้มาก จนทำให้ ศักย์ไฟฟ้าของเยื่อหุ้มกลับกันคือมี ค่าเปลี่ยนจากบวกกลับมาเป็นลบ (reverse) เมื่อถูกกระตุ้นและจะเกิด ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานขึ้นและศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานนั้นมีทั้งขาขึ้น (ascending phase) และ ลดลง(descending phase) โดยระยะขาลงของศักย์ไฟฟ้านั้นเกิดจาก โซเดียมหลุดเข้าไปใน เซลล์ และ โปแตสเซียมออกนอกเซลล์ (K + eff flux) เพื่อช่วยแก้ไข ศักย์ไฟฟ้าที่เปลี่ยนกลับไปกลับมาเช่นกัน

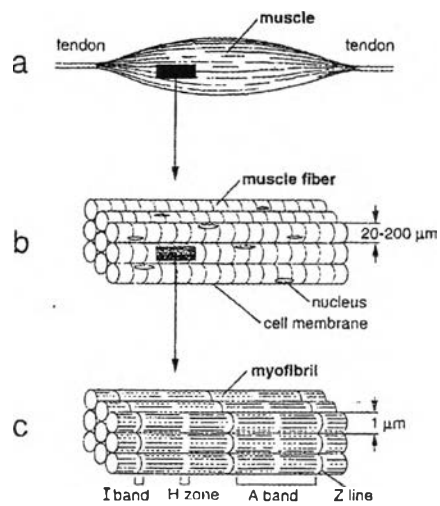


ions	intracellular concentration in mmol/l	interstitial concentration in mmol/l	ratio inside: outside
Na^+	12	145	1:12
K^+	155	4	40:1
Cl^-	4	120	1:30
A^-	155	—	—

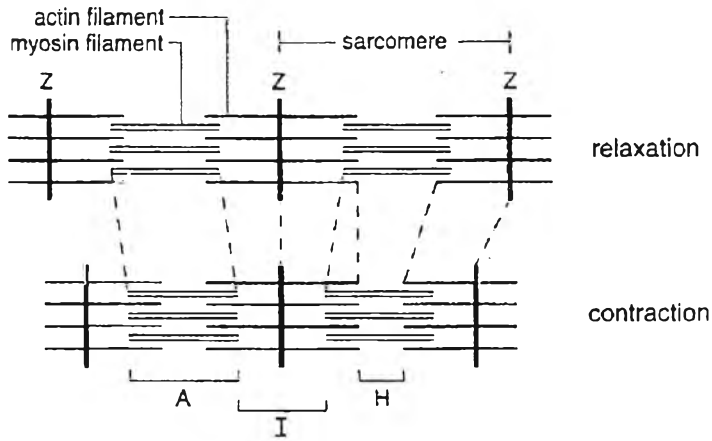
รูปที่ 1 แสดง ลักษณะการเกิด ศักย์ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Woodbury 1965)

ลักษณะโครงสร้างของกล้ามเนื้อจะประกอบด้วย เซลล์ของกล้ามเนื้อที่มีลักษณะยาวเรียว ขนานไปกับเซลล์ของกล้ามเนื้อที่เรียกว่า muscle fiber ที่ยาวตลอดช่วงความยาวของกล้ามเนื้อ และจะรวมกันที่

เส้นเอ็น (ในรูปที่ 2a) เส้นใยกล้ามเนื้อ (muscle fiber) เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 20 ถึง 200 ไมโครเมตร (ในรูปที่ 2b) ภายในเส้นใยกล้ามเนื้อจะประกอบไปด้วย หน่อยย่อยของ เส้นใยกล้ามเนื้อที่เรียกว่า ไมโอไฟบริล (Myofibril) ซึ่งจะมีเส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 1 ไมโครเมตร และจะเห็นการเรียงตัวของแถบสว่างและ แถบมืดสลับกันไป (ในรูปที่ 2c) แถบสว่างจะมีชื่อว่า ไอแบนด์ (I band) และแถบมืดจะเรียกว่า เอแบนด์ (A band) ตรงกลางของเอแบนด์ จะพบบริเวณ สว่าง แคบๆ ที่ เรียกว่า เอช โซน (H Zone) และ แถบมืดที่อยู่ใกล้กับ ไอแบนด์ เรียกว่าแซด ลายน์ (Z line) ใน ไมโอไฟบริลจะประกอบด้วย หน่อยย่อยสองประเภทที่เรียกว่า ไมโอซินฟิลาเมนต์ (myosin filment) และ แอคตินฟิลเมนต์ (actin filament) โดยที่ ไมโอซินฟิลาเมนต์จะมีความหนามากกว่า



รูปที่ 2 แสดงลักษณะโครงสร้างของกล้ามเนื้อ (Luttmann 1993)

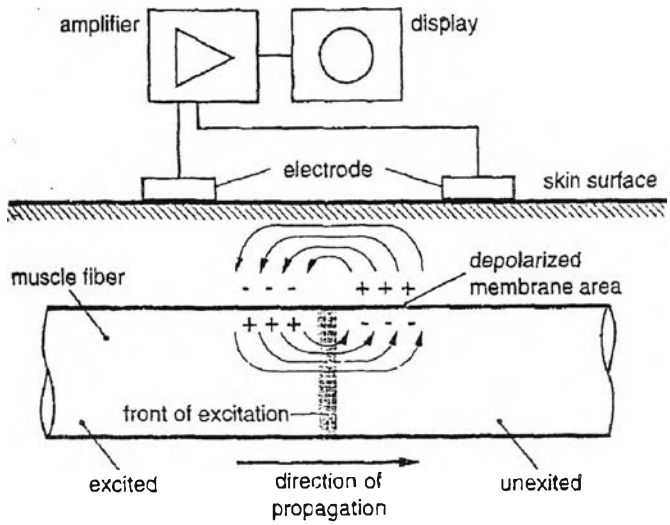


รูปที่ 3 แสดงกลไกการหดตัวของกล้ามเนื้อ (Luttman 1993)

ในทฤษฎีการไถลตัวของฟิลาเมนต์ (slidind filament theory) เสนอว่าการไถลตัวของฟิลาเมนต์ที่บางกว่า เข้าไปยังส่วนกลางระหว่างฟิลาเมนต์ที่หนากว่า 2 ชิ้น เป็นผลมาจากแรงกระทำที่มาจาก แอคติน และ ไมโอซินฟิลาเมนต์ แรงเกิดขึ้นจากการซ้ำไปซ้ำมาของ การยึดและการคลายของหัวของ ไมโอซินกับบริเวณที่เกิดพันธะบน แอคตินฟิลาเมนต์ และการหดตัวนี้เองจะสะสมรวมตัวกันทุกทุกฟิลาเมนต์ในกล้ามเนื้อส่งผลให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อในที่สุดหลักการนี้ อธิบายได้โดยรูปที่ 3 และการหดตัวของกล้ามเนื้อถูกควบคุมโดย ความเข้มข้นของ แคลเซียมไอออน ที่อยู่รอบรอบ แอคตินฟิลาเมนต์ และ ไมโอซินฟิลาเมนต์ หากว่า ความเข้มข้นของ แคลเซียมไอออนมีค่าน้อย ($< 10^{-7}$ โมลต่อลิตร) กล้ามเนื้อจะอยู่ในสถานะ ผ่อนคลายและหากว่า ความเข้มข้นของ แคลเซียมไอออน มีค่าเพิ่มขึ้นประมาณ 100 เท่ากล่าวคือ 10^{-5} โมลต่อลิตร ก็จะทำให้เกิดกระบวนการหดตัวตามที่กล่าวแล้วข้างต้น

เนื่องจาก ศักย์ไฟฟ้า ขณะทำงาน เป็น กรรมวิธี ที่เกิดในตัวเอง พลังงานจะต้องปล่อยออกมาทุกทุก จุดที่ถูกกระตุ้น จึงทำให้ ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานมีความสูงไม่ลดลง แม้ว่าจะต้องแผ่กระจายเป็นระยะทางไกลไกลก็ตาม

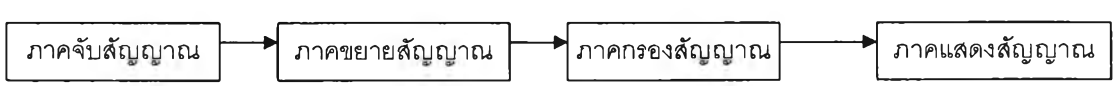
ไฟฟ้าที่เกิดจากการหดตัวของเส้นใยกล้ามเนื้อ สามารถวัดได้ โดยการวาง อิเล็กโตรด (electrode) ลงบนผิวหนังหรือสอดเข้าไปในกล้ามเนื้อจำนวนความมากน้อยของไฟฟ้าแสดงถึงความมากน้อยของ หน่วยยนต์ (motor unit) ที่เกี่ยวข้องด้วย ไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ นั้นตรวจวัดได้ด้วยการตรวจวัด EMG เมื่อกล้ามเนื้อ หดตัวและมีความตึง เพิ่มขึ้น เป็นสัดส่วนกัน



รูปที่ 4 แสดงการตรวจจับ คลื่นไฟฟ้าในกล้ามเนื้อ (Luttmann 1993)

เครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นกระแสไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

ขณะที่กล้ามเนื้อทำงานจะเกิดคลื่นไฟฟ้าบนกล้ามเนื้อเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้า และมีค่ามากขึ้น ถ้ากล้ามเนื้อมีการเกร็งตัวมาก ความต่างศักย์ที่วัดได้ที่ผิวหนังเหนือกล้ามเนื้อนี้เป็นผลรวมของการทำงานของหน่วยยนต์ (motor unit) หลายๆ หน่วย และใช้อธิบายถึงกิจกรรมของกล้ามเนื้อนั้น ความต่างศักย์นี้สามารถวัดได้ตั้งแต่ 1 μV ถึง 5000 μV เครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อนี้ จะวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อใต้ผิวหนังผ่านทางอิเล็กโทรด (Electrode) และสายเคเบิ้ลค่าที่วัดได้จะถูกบันทึกในหน่วยความจำ (memory card) ที่สอดเข้าไปในส่วนล่างของตัวเครื่อง ME3000P และข้อมูลจะถ่ายเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์ โดยใช้สาย optical interface เพื่อทำการวิเคราะห์ผลต่อไป เครื่องมือวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อแสดงขั้นตอนการตรวจวัดดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 แสดงขั้นตอนการทำงานของเครื่อง ME3000P

ความล้าเฉพาะจุดและสัญญาณ EMG

ระหว่างที่เกิดความล้าเฉพาะจุด (localized muscle fatigue) ความสามารถในการสร้างแรงหดตัวของกล้ามเนื้อ (muscular force) ลดลงเมื่อเวลาที่ใช้ในการออกแรง (sustained load)มากขึ้น หรือเมื่อหดหรือยืดตัวซ้ำซาก (frequently repeated contraction) และ อาการล้าเฉพาะจุดก็อาจเกิดขึ้นได้เหมือนกัน

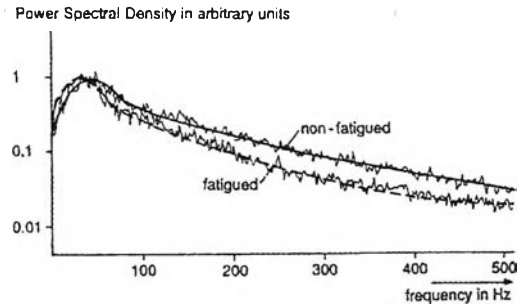
<u>การเปลี่ยนแปลงสัญญาณ EMG ต่อหน่วยเวลาอันเนื่องมาจากความล้าเฉพาะจุด</u>

เมื่อกล้ามเนื้อเกิดความล้าเฉพาะจุด สัญญาณ EMG จะเกิดความเปลี่ยนแปลง 2 ประการดังนี้

1 การเปลี่ยนแปลงองค์ประกอบของ EMG ที่ พบว่า (เนื่องจากสัญญาณ EMG เป็นสัญญาณแบบ frequency modulateคือมีหลายความถี่รวมกันอยู่) มีการเพิ่มขึ้นขององค์ประกอบส่วนที่เรียกว่า องค์ประกอบความถี่ต่ำ (low frequency component) และมีการลดลงในส่วนของ องค์ประกอบความถี่สูง (High frequency component) คือกล้ามเนื้อที่มี ความล้าเฉพาะจุด (localized muscle fatigue) จะกระทำตัวเป็น ตัวกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (low pass filter) (Deluca 1979 , Basmajian and Deluca 1980)

2 การเพิ่มขึ้นของ EMG amplitude บ่งชี้ว่า มีการเพิ่มขึ้นของจำนวนศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential) ที่เกิดขึ้นในหนึ่งหน่วยเวลาเนื่องจากแรงที่ขึ้นเป็นผลมาจากศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential) มีค่าลดลงจะต้องมีการใช้งานจำนวนของหน่วยยนต์ (motor unit) มาช่วยหรือ อัตราการกระตุ้น (firing rate per time) มีค่ามากขึ้น (Edward and Lippold 1956, Eason 1960, Vredenbrest and Rav 1973)

EMG เมื่อมอง ใน Frequency domainที่ เกิดความล้า (localized muscle fatigue) แล้ว จะเกิดการเปลี่ยนแปลงดังรูปที่ 6 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงจากรูปจะเห็นได้ว่า ในส่วนของเส้นกราฟที่ยังไม่มีความล้าเกิดขึ้น (non fatigued) ที่บริเวณความถี่ต่ำน้อยกว่า 50 Hzจะมีปริมาณน้อยกว่าเส้นกราฟที่มีความล้าเกิดขึ้นแล้ว (fatigued) ในทางตรงกันข้ามบริเวณที่มีความสูงมากกว่า 100Hz จะมีปริมาณมากกว่า



รูปที่ 6 แสดง EMG spectrum ของ กล้ามเนื้อ erector spinae (Jager et al 1984)

ขณะที่กล้ามเนื้อออกแรงมากๆ ร่างกายจะผลิตพลังงานและออกซิเจนไม่เพียงพอกับความต้องการ ทำให้ภายในเซลล์มีสภาวะเป็นกรด การนำไฟฟ้าของเยื่อหุ้มเซลล์กล้ามเนื้อลดลง เกิดศักย์ไฟฟ้าขณะทำงานช้า และกระแสประสาทที่จะไปยังเซลล์กล้ามเนื้อจะลดลง แม้ว่า EMG ไม่สามารถวัดความเร็วในการนำกระแสประสาท แต่สามารถชี้ให้เห็นสภาวะที่ร่างกายเกิดความล้าได้โดยการวัดคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อแบบ RAW EMG (μV) แล้วคำนวณหาค่าความถี่มัธยฐานที่แปรผันโดยตรงกับความเร็วในการนำพลังประสาท ($f=\lambda V$) ค่าความถี่ต่ำ ความเร็วก็ต่ำด้วย ดังนั้น เมื่อร่างกายเกิดความล้า ค่าความถี่มัธยฐานจะมีค่าต่ำลง

ผลการทดลองของ Redfern กล่าวว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงของค่าความถี่มัธยฐาน เมื่อเวลาผ่านไปนั้นแปรผันโดยตรงกับระดับการหดตัวของกล้ามเนื้อแต่เมื่อกล้ามเนื้อนั้นได้พักระยะหนึ่งหลังจากที่ได้ออกแรงค่าความถี่มัธยฐานก็สามารถกลับไปที่ช่วงความถี่สูงได้อีกเว้นแต่กล้ามเนื้อนั้นล้าจนหมดแรง

มีหลักฐานจำนวนมากกล่าวถึง ค่าความถี่มัธยฐาน ค่าความถี่กำลังเฉลี่ย และค่าความถี่ตัดแกนราบ มีค่าลดลง ตลอดการออกแรงหดตัวกล้ามเนื้อขนาดหนัก (Lindstrom et al., 1977; Hagg, 1981; Sadoyama et al.,1989 ; De Luca et al., 1986) แต่เมื่อเปรียบเทียบค่าตัวแปรทั้งสามตัวนี้ มีเหตุผลว่าค่าความถี่มัธยฐาน เหมาะสมกว่า เนื่องจาก มีความสามารถในการทนต่อสัญญาณรบกวนความถี่สูง (Stulen and De Luca, 1981) ในการทดลองนี้จึงพิจารณาค่าความถี่มัธยฐาน

การพิจารณาการทำงานของกล้ามเนื้อโดยการพิจารณา APDF

ในการทดลองครั้งนี้จะพิจารณาถึง APDF (amplitude probability distribution function) ตามแนวทางที่ Jonsson (1992) กล่าวถึงวิธีการในการพิจารณา APDF เป็นดังนี้

1 ทำ full wave rectified สัญญาณคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อที่ได้เพื่อที่จะเปลี่ยนส่วนที่เป็นค่าลบเป็นบวก

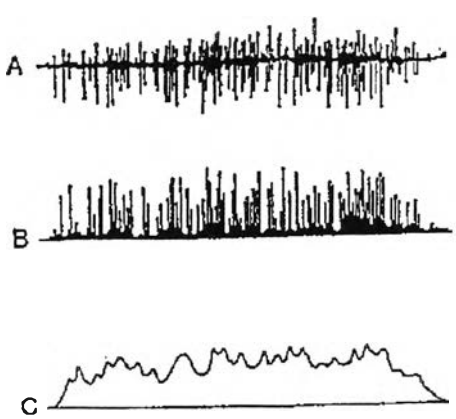
2 ทำ low pass filter เพื่อกรองสัญญาณที่มีความถี่สูงออกไป

3 สร้าง Amplitude distribution histogram ที่ แกนตั้งเป็นความน่าจะเป็นและแกนนอนเป็น amplitude กล่าวคือจากการที่ amplitude จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไปเมื่อเทียบกับเวลา จะสามารถพิจารณาได้ว่า ที่ amplitude ค่าหนึ่งๆ มีการปรากฏของ amplitude ค่านี้เป็นเวลานานเท่าใดแล้วนำมาหารกับเวลาทั้งหมดในการทดลองกล่าวคือความน่าจะเป็นในการพบ amplitude ค่านั้นๆ นั่นเอง (รูปที่ 8b)

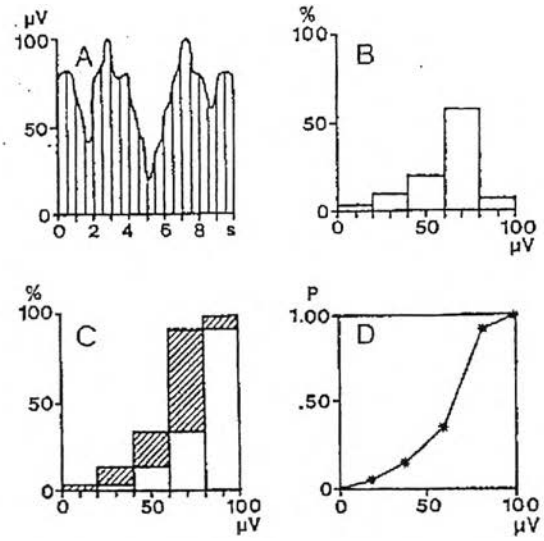
4 สร้าง cumulative amplitude distribution histogram (รูปที่ 8c)

5 สร้าง amplitude probability distribution curve (รูปที่ 8d)

ในขั้นตอนที่ 1 และ 2 นั้นแสดงในรูปที่ 7 ขั้นตอนที่ 3 4 และ 5 แสดงในรูปที่ 8



รูปที่ 7 **แสดงการทำ** full wave rectify **และ** low pass filter (Jonsson, 1982)



รูปที่ 8 แสดงการสร้าง amplitude probablity distribution curve (Jonsson, 1982)

amplitude probability คือความน่าจะเป็นที่สัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ จะมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ ค่า amplitude นั้นๆ และหากนำเอา amplitude มาเทียบกับ แรง โดยผ่านการเทียบกับ MVE โดยการนำเอาค่า amplitude หารด้วย amplitude ที่ได้จากการออกแรงมากที่สุด จากนั้น amplitude probability function ของ EMG จะเปลี่ยนเป็น amplitude probability function ของ %MVE เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบระหว่างผู้ถูกทดลองหลายๆคน

ใน APDF ค่า amplitude ที่มีความน่าจะเป็นเท่ากับศูนย์คือมีความน่าจะเป็นเท่ากับศูนย์จะมี amplitude น้อยกว่า ค่านี้ คือระดับของการหดตัวของกล้ามเนื้อ ตลอดช่วงเวลาที่เราสนใจศึกษา ที่ระดับนี้คือ การหดตัวสถิต (static contraction) โดยมากจะมีค่าประมาณ 0 หรือมีค่าใกล้เคียงกับศูนย์ ในการทำงานทั่วไปจะมีการพักเป็นช่วงเวลาสั้นๆ จะกำหนดค่าความน่าจะเป็นที่เท่ากับศูนย์จึงไม่สะท้อนความเป็นจริงในการทำงานจึงพิจารณา ความน่าจะเป็น P=0.1 เป็นระดับการหดตัวสถิตแทน และที่ P = 1 คือระดับการหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อ แต่ในทางปฏิบัติจะพิจารณา ที่ P=0.9 เป็นภาระงานสูงสุดแทนและที่ความน่าจะเป็น 0.5 คือค่ามัธยฐาน(median)ของการหดตัวของกล้ามเนื้อ ขณะทำงาน โดยทั่วไปค่ามัธยฐานนี้จะมีค่าใกล้เคียงกับ ค่าเฉลี่ย (mean)

Jonsson (1978) กล่าวว่า การหดตัวสถิต ของกล้ามเนื้อไม่ควรจะเกิน 2 % MVE และ ต้องไม่เกิน 5 % MVE และการหดตัวมัธยฐานไม่ควรจะเกิน 10 % MVE และจะต้องไม่เกิน 14 % MVE ส่วนการหดตัวสูงสุด ไม่ควรจะเกิน 50 % MVE และจะต้องไม่เกิน 70 % MVE

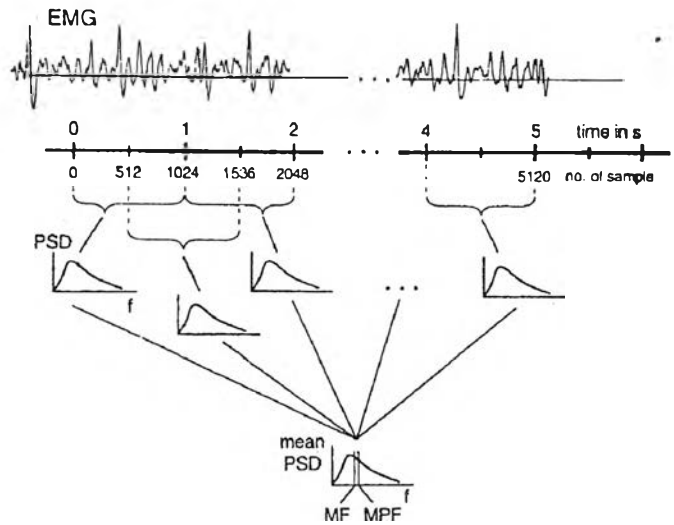
การพิจารณาความล้าโดยใช้เทคนิค JASA

การพิจารณาความล้าโดยใช้เทคนิค JASA (Luttmann,1996) เริ่มจาก การพิจารณา EA (Electrical activity) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ โดยการทำ Full wave rectify และ อินทีเกรต ในช่วงเวลา 400 มิลลิวินาที การเก็บค่า raw EMG จะกระทำที่ความถี่ 1000 Hz และคำนวณค่าเฉลี่ยของ EA (Mean EA) ทุก 10 วินาที เพื่อพิจารณาอัตราการเปลี่ยนแปลงของ EA เทียบกับเวลา

อีกส่วนหนึ่งวิเคราะห์ spectrum ของ EMG โดยทำ band pass filter (10-500 Hz) และจากนั้นทำการแปลง fast fourier transform (FFT) จะได้ power spectral density (PSD) ของ EMG ทุกๆ 1024 ค่า (ซึ่งจะเป็นประมาณ 1 วินาที) ซึ่งมีการซ้อนทับกัน (overlap) 50 % ออกมา 5 วินาที เป็น power spectral density เฉลี่ยเพื่อที่จะลดจำนวนข้อมูลและ ลดความแปรปรวน และจาก power spectral density เฉลี่ย (mean PSD) จะมาคำนวณค่า ความถี่มัธยฐาน (median frequency) ทุกทุก 5 วินาทีออกมา ตามแสดงดังรูปที่ 9

โดยที่ ความถี่มัธยฐานคำนวณ ตาม Stulen และ Deluca (1981)

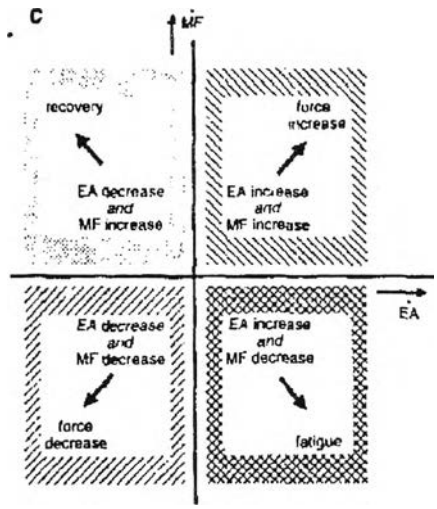
$$\int_{0}^{MF} PSD(f)\, df = 1/2 \int_{0}^{\infty} PSD(f)\, df$$



รูปที่ 9 แสดงการคำนวณค่าความถี่มัธยฐานของสัญญาณคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (Luttmann,1996)

จากนั้นพิจารณา อัตราการเปลี่ยนแปลงของ EA เมื่อเทียบกับเวลา ($EA^{\bullet}$) โดยพิจารณาความชันจากการถดถอยเชิงเส้นเป็นอัตราการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวและอัตราการเปลี่ยนแปลงนี้จะคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ เทียบกับ EA เฉลี่ย (Mean EA) ของกล้ามเนื้อในช่วง 5 วินาทีแรกของการทดลอง เพื่อประโยชน์ในการเปรียบเทียบกับผู้ถูกทดลองอื่นๆ (normalization)

ส่วนค่าความถี่มัธยฐานจะพิจารณาอัตราการเปลี่ยนแปลงของค่าความถี่มัธยฐานเมื่อเทียบกับเวลา ($MF^{\bullet}$) โดยพิจารณาความชันจากการถดถอยเชิงเส้นเป็นอัตราการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวจากนั้นนำค่า $EA^{\bullet}$ และ $MF^{\bullet}$ ที่ได้จากการทดลองครั้งนั้นๆ มา plot ลงใน แกนดังรูปที่ 10



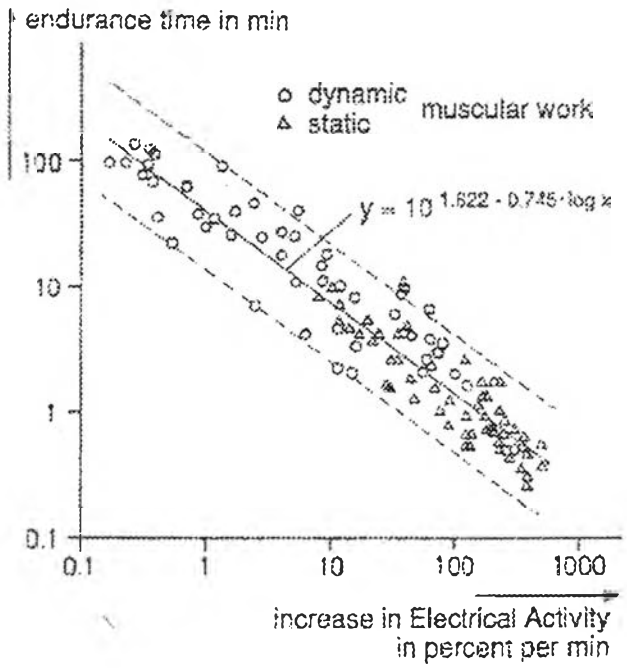
รูปที่ 10 แสดงแกน Joint analysis of spectra and amplitude (JASA) **ของ** EMG (Luttmann,1996)

ในแกนตั้งจะเป็นค่าของ $EA^{\bullet}$ และ แกนนอนจะเป็นค่าของ $MF^{\bullet}$ หากในผลการทดลองนั้น สามารถ plot อยู่บนแกน และอยู่ในบริเวณด้านบน ฝั่งซ้ายมือ ก็คือ EA ลดลง และ MF มีค่ามากขึ้น อาจจะกล่าวได้ว่าในกิจกรรมนั้น กล้ามเนื้อเกิดการฟื้นคืนตัว (recovery) หากอยู่ในด้านบนฝั่งขวามือก็คือ ค่า EA มีค่ามากขึ้น และ MF มีค่ามากขึ้นอาจกล่าวได้ว่า กิจกรรมนี้ใช้แรงมากขึ้น หากอยู่ในด้านล่างฝั่งซ้ายมือก็คือ EA มีค่าลดลง และ MF มีค่าลดลงกิจกรรมนี้ใช้แรงน้อยลง และหากอยู่ด้านล่างฝั่งขวามือ EA มีค่าเพิ่มขึ้นและ MF มีค่าลดลง อาจกล่าวว่ามีความล้าเกิดขึ้นในกิจกรรมนั้นๆ

ระยะเวลาที่ทนได้(Endurance time) กับอัตราการเปลี่ยนแปลงของ EA

ในกิจกรรมที่กล้ามเนื้อที่ทำงานมีความล้าเกิดขึ้น สามารถทำงานได้ในระยะเวลาที่จำกัด หลังจากเวลานี้แล้ว กล้ามเนื้อจะเหนื่อยล้าและไม่สามารถหดตัวได้ต่อไปอีก ยิ่งหดตัวแรงมากขึ้นเท่าใด กล้ามเนื้อก็ยิ่งเข้าสู่ภาวะเหนื่อยล้าได้เร็วยิ่งขึ้น พบความสัมพันธ์อย่างเด่นชัดระหว่าง อัตราการเปลี่ยนแปลงของEA และช่วงเวลาที่ทำงานได้ของกล้ามเนื้อที่ล้า พบว่า ที่อัตราการเพิ่มที่มีค่าน้อย จะเกี่ยวเนื่องกับ ช่วงเวลาการทำงานที่ยาวนาน ในขณะที่อัตราการเพิ่มขึ้นที่มาก หรือรวดเร็ว จะทำให้ช่วงเวลา

นี้ลดน้อยลง ความสัมพันธ์นี้ Laurig (1974,1975) ได้ทำการศึกษาถึงความสัมพันธ์นี้และมีผลการทดลองออกมาเป็นดังรูปที่ 11



รูปที่ 11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเปลี่ยนแปลงของ EA กับ ระยะเวลาที่ทำงานได้

ในการศึกษาครั้งนี้ ได้ทำการทดลองที่กล้ามเนื้อหลายที่ และ งานในลักษณะพลวัตและ สถิตย์ พบว่ามีแนวโน้ม เป็นไปในทิศทางเดียวกัน คือยิ่งงานที่มีอัตราการเพิ่มขึ้นของEA มากเท่าใด เวลาที่สามารถทำงานนั้นได้ ก็ยิ่งน้อยละ และหากงานที่มีอัตราการเพิ่มขึ้นของ EA น้อยก็จะยิ่งสามารถทำงานได้นานยิ่งขึ้น

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานยก

อาการบาดเจ็บอันเนื่องจากการออกแรงมากในการขนส่งวัสดุโดยใช้แรงงานคน (manual lifting) เป็นปัญหาที่พบมานานแม้ว่าจะมีการพัฒนาเครื่องมือเพื่อใช้ช่วยในการทำงานเนื่องจากว่าการลงทุนทำให้ระบบการผลิตหรือการทำงานเป็นระบบอัตโนมัติ (Automation) ยังมีมูลค่าสูงมาก

ปัจจัยเสี่ยงในการเกิดการบาดเจ็บที่หลัง ในการทำงานขนถ่ายวัสดุโดยใช้แรงงานคนสามารถแบ่งได้เป็นสองกลุ่มใหญ่ๆ ประการแรกคือ ปัจจัยเสี่ยงที่เกี่ยวกับ บุคคล และประการที่สอง คือ เรื่องของสถานที่ทำงาน

Chaffin และ Park (1973) กล่าวว่า อัตราส่วนระหว่างน้ำหนักที่ยกกับกำลังยก (lifting strenght ratio) ของผู้ถูกทดลองมีความเกี่ยวข้องอย่างยิ่งกับอัตราการเกิดการบาดเจ็บที่หลังส่วนล่าง (Low back pain; LBP)

Chaffin (1976) กล่าวว่าน้ำหนักบรรทุกยิ่งมาก ความรุนแรงของอาการเจ็บหลังก็จะสูงตามโดยที่จะเห็นได้จาก อัตราการขาดงาน และหากงานนั้นแรงกด (compressive force) เกิน 6236 N จะเกิดอาการเจ็บหลังส่วนล่าง มากเป็น 8 เท่าของงานที่ แรงกดต่ำกว่า 2673 N

Chaffin และ คณะ (1976) พบว่าความรุนแรงของอาการบาดเจ็บหลังส่วนล่างและอัตราการเกิดการบาดเจ็บของหลังส่วนล่าง เพิ่มขึ้นเกือบ 3 เท่า หาก งานยกนั้นมีน้ำหนักใกล้เคียงกับ กำลังยก (lifting strenght)

Ayuob และคณะ (1983) ใช้ดัชนีความเค้นของงาน (JSI) ที่ตั้งอยู่บนพื้นฐานของระยะเวลาการทำงาน ความถี่ในการยก ขนาดน้ำหนัก และความสามารถในการยก (lifting capacity) พิจารณาอันตรายของงานยกนั้นๆ

ความถี่ในการยกที่มีผลกระทบกับอาการเจ็บหลังส่วนล่าง อย่างเช่น Frymoyer และคณะ (1983) ทำการทดลองโดยให้มีการยกน้ำหนักที่มากกว่า 20 กิโลกรัม ซ้ำไป ซ้ำมา พบว่าต่อมาผู้ถูกทดลองมีอาการเจ็บหลังส่วนล่าง นอกจากปัจจัยเรื่องดังกล่าวแล้วยังมีการศึกษาอีกเป็นจำนวนมากที่รายงานว่าผู้ถูกทดลองที่เคยมีประวัติอาการปวดหลังมาก่อน จะพบการปวดหลังมากกว่าในกลุ่มที่ไม่มีประวัติ (Chaffin และ Park ,1973)

Herrin และคณะ (1974) ได้กล่าวถึงปัจจัยที่ถือเป็นความเสี่ยงในการขนถ่ายวัสดุ ด้วยแรงงานคน (manual lifting)

1 น้ำหนัก แรงที่จำเป็นในการทำงาน

2 ตำแหน่ง ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลของวัสดุเมื่อเปรียบเทียบกับผู้ยก

3 ความถี่ในการยก ที่หมายถึงอัตราเร็วในการทำงาน

4 ความสมดุล คือ ความสม่ำเสมอในตำแหน่งของจุดศูนย์กลางมวลของวัสดุอาทิ วัสดุที่เป็นเนื้อเดียวหรือของเหลว

5 ลักษณะจุดที่สัมผัสกับผู้ทำงาน อาทิ ขนาดของมือจับ รูปร่าง สี

6 ลักษณะทางกายภาพของสถานีทำงาน อาทิ ระยะทาง , ทิศทางการเดิน

7 สิ่งแวดล้อม อาทิ อุณหภูมิ ความชื้น แสงสว่าง เสียง

ในเรื่องของน้ำหนักนั้น จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าเป็นปัจจัยเสี่ยงต่อการบาดเจ็บ ในการทดลองของ Chaffin และ Park (1973) สำรวจคนงานจำนวน 400 คน และสรุปว่า การยกของที่มีน้ำหนัก 35 ปอนด์ (16 กิโลกรัม) เมื่อถือใกล้กับตัวหรือในเงื่อนไขอื่นอาทิ ของหนัก 20 ปอนด์ (9 กิโลกรัม) โดยอยู่ห่างจากตัว ระหว่าง 25-35 นิ้ว (64-89 เซนติเมตร) ทางด้านหน้าของลำตัว เป็นอันตรายสำหรับบางคน

ปัจจัยต่อมาคือ ตำแหน่งหรือขนาดของชิ้นงาน Chaffin และคณะ (1977) กล่าวว่ายิ่ง จุดศูนย์กลางมวลห่างจากตำแหน่งของร่างกายเท่าใด (อันเนื่องจากความหนาของชิ้นงาน) ความถี่และความรุนแรงของปัญหาก็เพิ่มขึ้นตาม

ในส่วนของปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับบุคคลนั้น อาทิเรื่องเพศ เป็นที่ยอมรับกันว่า โดยเฉลี่ยแล้ว กำลังยก (lifting strength) ของผู้หญิงจะมีค่า 60 % ของชายตามการทดลองของ Armussen และ Heebolt-Nielsen (1962) ดังนั้น หากให้ผู้หญิงถือน้ำหนักไว้ขนาดหนึ่ง ผู้หญิงจะมีความเค้นสูงกว่า นอกจากนั้นปัจจัยเรื่องอายุยังมีผลด้วยตามรายงานของ Brown (1973) กล่าวว่า ช่วงอายุที่มีการปวดหลังสูงสุดคืออายุระหว่าง 30-50 ปี

ลักษณะทางร่างกายอาทิ น้ำหนักตัว และรูปร่าง มีผลต่อความเสี่ยงของบุคคลในการบาดเจ็บระหว่างการขนย้ายวัสดุ เป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไป ว่าน้ำหนักตัวมีผลกระทบโดยตรงกับอัตราการใช้พลังงาน ขณะยกของ หรือเคลื่อนย้ายวัสดุ (Kamon และ Belding, 1971) ฉนั้น บุคคลที่มีน้ำหนักตัวมากกว่า มีอัตราการใช้พลังงานสูงกว่าและอัตราการไหลเวียนโลหิตสูงกว่าคนที่น้ำหนักต่ำกว่าซึ่งอาจ

จะนำไปสู่สภาวะความล้าก่อน (Petrofsky และ Lind,1974) ในทางกลับกัน บุคคลที่มีน้ำหนักมากกว่าโดยปกติจะแข็งแรงกว่า ผู้ร่วมงานที่มีน้ำหนักเบากว่า ของเขาและต้องรับน้ำหนักมากกว่า ในการรักษาสมดุล ในการขนย้ายวัสดุขนาดใหญ่ (Snook และ Irvine 1961, Troup และ Chapman,1969 และ Konz และคณะ 1973)

Tauber (1980) กล่าวว่า บุคคลที่สูงกว่าจะมีภาวะปวดหลังมากกว่า คนที่เตี้ยกว่า เทคนิคการยก ท่าทางการยก ก็เป็นอีกปัจจัยเสี่ยงเช่นกัน การยกในท่าที่หลังอยู่ในแนวเส้นตรง นั่งลงไปยก ทำให้วัสดุที่ยกอยู่ใกล้กับลำตัว ทำให้โมเมนต์ดัด (bending moment) และแรงกดที่หลังจะมีค่าน้อยความเค้นที่ vertebrae จะกระจายตัว (Floyd,1958)

Chaffin (1969) พบว่าตำแหน่งของวัสดุ เมื่อเทียบกกับตำแหน่งของหลัง มีความสำคัญมากกว่า ท่าทางในการยก เมื่อพิจารณาในแง่ แรงกดที่กระดูกสันหลัง

Park และ Chaffin (1974) กล่าวว่า แรงที่กล้ามเนื้อ erector spinae และที่ lumba sacral disc ซึ่งในกรณีที่ วัสดุอยู่ห่างจากตัว เมื่อใช้ท่ายืนยก จะมีค่ามากกว่า ท่ายืนยกประมาณ 50 % อย่างไรก็ดี สำหรับวัสดุที่มีขนาดเล็ก ท่านั่งยก (squat lift) จะมีแขนของ moment ของน้ำหนักตัวที่ยาวขึ้นที่ L5/S1

Rowe (1971) พบว่ามีความสัมพันธ์ระหว่าง ความอ่อนแอของ Abdominal กับการเพิ่มขึ้นของการเกิดการเจ็บหลังส่วนล่าง ในแนวทางของชีวกลศาสตร์กำลังของ abdominal เป็นปัจจัยสำคัญในการลดแรงกด ที่มีต่อกระดูกสันหลังขณะยกของยิ่งในกรณี ของ Troup และ Chapman (1969) และ Poulsen และ Jorgensen (1971) เชื่อว่ากำลังของ back extensor มีส่วนสำคัญในการป้องกันหลังขณะทำการยกของ

Snook (1978) และ Davis และ Stubbs (1978) กล่าวถึง แนวทางในการทำงานยกอย่างปลอดภัยว่า

1 หากทำหลังให้โค้งจะเพิ่มภาระงานที่หลังเพิ่มขึ้น 2.5 เท่าหากเปรียบเทียบกับเมื่อหลังตรง

2 การยกที่สูงกว่าความสูงของหัวไหล่จะลดน้ำหนักสูงสุดที่ปลอดภัยลง 70-75 % เมื่อเทียบกับการยกที่ต่ำกว่า

3 หากยกน้ำหนักที่อยู่ที่ปลายแขน จะต้องออกแรงเพิ่มขึ้นเป็นประมาณ 5 เท่าเมื่อเทียบกับในกรณีที่น้ำหนักอยู่ใกล้ตัว

4 การยกที่ถี่จะลดน้ำหนักยกที่ปลอดภัยลง 25 % จากความสามารถสูงสุดในการยกเพียงครั้งเดียว

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานยกโดยใช้คลื่นไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ

ในการทดลองของ Yates และ Karwowski (1992) เพื่อจะเปรียบเทียบการใช้กล้ามเนื้อระหว่างการทำงานยกของด้วยมือ ในท่านั่งและท่ายืน โดยทำการทดลองกับผู้ถูกทดลองชาย 6 คน ทำการทดลองแบบทั้ง static และ dynamic 12วิธีแตกต่างกัน ทั้งในท่านั่ง และท่ายืน และเก็บค่า EMG กับ กับกล้ามเนื้อ 4 กลุ่ม (หลังส่วนล่าง หลังส่วนบน, ไหล่ และช่องท้องน้อย) และทำการทดลองเพื่อพิจารณาการออกแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อในกล้ามเนื้อทั้ง 4 กลุ่ม และนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่เป็นค่าร้อยละของค่า EMG สูงสุด โดยที่ผู้ถูกทดลองแต่ละคน จะทำงานดังนี้ นั่งยกหาความสามารถสูงสุดแบบสถิต ยืนยกหาความสามารถสูงสุดแบบสถิต ยกของ 15.9 กิโลกรัมแบบสถิตในท่ายืนและนั่ง นั่งโน้มตัวไปข้างหน้ายกน้ำหนัก 15.9 กิโลกรัมแบบพลวัต ยืนโน้มตัวไปข้างหน้ายกของ 15.9 กิโลกรัมแบบพลวัต นั่งเอี้ยวตัวยกของ 15.9 กิโลกรัม แบบพลวัต ยืนตรงยกน้ำหนัก 15.9 กิโลกรัมแบบพลวัต ในการยกแต่ละครั้ง น้ำหนักจะถูกใส่ลงในถาดไม้ที่เซาะร่องไว้เพื่อให้มือจับได้สะดวก และพิจารณา ค่า RMS ของ EMG ในช่วงเวลา 3 วินาที จะพบว่าค่า EMG ที่หลังส่วนล่าง หลังส่วนบน และที่ไหล่ ในท่านั่งยก จะมีค่ามากกว่า ยืนยก ในท่ายกแบบเอี้ยวตัวในท่านั่ง ค่า EMG ในกล้ามเนื้อท้องน้อยจะมีค่าสูงที่สุด

ในการยกแบบพลวัตจะมีค่า EMG มากกว่าในการยกแบบสถิต จากข้อมูลเหล่านี้จะสรุปว่าท่านั่งยกจะมีความเค้นมากกว่า ในบริเวณ หลังส่วนล่าง และหลังส่วนบน อีกทั้งที่ไหล่หากเทียบกับการยืนยก

Kumar (1988) ศึกษา EMG ที่ erector spinae และ external obligue จากชาย 32 คน ในระหว่างการยกของจาก 10-55 กิโลกรัม เพิ่มทีละ 5 กิโลกรัม และใช้ค่า peak to peak เทียบกับค่าที่ได้จากการยกที่น้ำหนักสูงสุด เขาพบความสัมพันธ์ระหว่าง ค่า EMG กับ load ($r = 0.92\text{-}0.96; p<0.01$)

Kumar (1979,1980) ศึกษากิจกรรมการยกที่แตกต่างกัน 30 วิธี ในระนาบที่สมมาตรและในระนาบที่ไม่สมมาตร กิจกรรมเหล่านี้ประกอบด้วย การยกขึ้นและยกจากจากระดับพื้นมาที่เข่า จากเข่ามาที่สะโพก จากสะโพกมาที่ไหล่ เขาใช้ค่า EMG ที่ทำ full wave rectify, average และทำ enverlope detect ที่ erector spinae และ external obligue ค่า EMG เทียบ (normalize) กับEMG ที่ได้จาก การยกด้านข้าง (obligue lift) ผลการศึกษาพบว่า ไม่พบความแตกต่างในท่าทางการยกแบบต่างๆ หาก

เป็นการยกในระดับพื้น และเข่า อย่างไรก็ตาม ที่ระดับความสูงอื่นๆ จะพบความแตกต่าง เขาเสนอแนะว่าในระหว่างการยกในระดับต่ำๆกระดูกสันหลังยังยืดหยุ่นได้อยู่และ erector spinae จะยังไม่มีการหดตัวเกิดขึ้น

Delitto และคณะ (1989)ทำการศึกษาเปรียบเทียบวิธีการ 2 วิธี ในการยกแบบย่อตัว (squat lift) เขาศึกษา EMG ที่ erector spinae และ obligue abdominal เพื่อที่จะศึกษาผลที่แตกต่างกันของการวางตัวของกระดูกสันหลัง (โค้งเข้าและโค้งออก) และผลของน้ำหนัก 3 ระดับ นำ EMG มา full wave rectify และ linear enverlope detect เขาใช้ MVIC (maximum voluntary isometric contraction) ในการเปรียบเทียบและพบว่า EMG ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ทั้งใน erector spinae และ obligue abdominal หากหลังโค้งออก และพวกเขาสรุปว่า เนื่องจากการหดตัวของกล้ามเนื้อเพื่อป้องกันหลังในช่วงแรกของการยกเพื่อเอาชนะความเฉื่อยของน้ำหนักที่ยก หลังที่โค้งเข้าจะเป็นวิธีการที่ปลอดภัยในการยกแบบย่อตัว

Bobet และ Norman (1982) ศึกษา EMG ที่ tibialis anterior , vastus lateris ,bicep femoris ,erector spinae และที่ trapezius โดยศึกษาผลของการบรรทุกน้ำหนัก (20,25 ,32 กิโลกรัม) ที่วางอยู่ที่หลังส่วนบนและหลังส่วนล่าง หลังจาก 5 , 37, และ 97 นาทีของการเดินที่ความเร็วเฉลี่ย 5.6 กิโลเมตรต่อชั่วโมง EMG ที่ได้ถูกนำมา full wave rectify และ เทียบกับ 50 % MVIC และสรุปว่า ในการทำงานที่ใช้ทั้งร่างกาย EMG จะมีประโยชน์น้อยกว่า เมื่อเทียบกับงานที่ใช้เฉพาะกล้ามเนื้อ

Sanders และ McCormick (1992) ได้กล่าวว่ากำลังที่ใช้ในการทำงานของคนงานต้องไม่เกิน 35 % ของกำลังสูงสุดที่คนงานนั้นทำได้ แรงที่เกิดขึ้นโดยรวมสามารถใช้ Load cell ในการวัดแรง และหาค่าได้ ซึ่งทำให้สามารถหาแรงสูงสุดของคนงาน แต่ละคนได้ในการทำงานต้องอาศัยแรงจากกล้ามเนื้อ ซึ่งเกิดขึ้นได้โดยการหดตัวสั้นเข้า (Contraction) สลับกับการคลายตัว (relaxation) การหดตัวของกล้ามเนื้อจะมีการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าที่เรียกว่า ศักย์ไฟฟ้าขณะทำงาน (action potential) ซึ่งวัดได้โดยการใช้ การวัด EMG ที่มีความสัมพันธ์โดยตรงกับ แรงที่กล้ามเนื้อใช้

ข้อกำหนดน้ำหนักในการขนถ่ายวัสดุโดยการใช้คนขององค์กรแรงงานระหว่างประเทศ (ILO)

องค์กรแรงงานระหว่างประเทศ (International labour organization,ILO) มีข้อกำหนดในการทำงาน ขนถ่ายวัสดุ โดยการใช้แรงงานคน และได้ใช้บังคับ เป็น อนุสัญญา ฉบับที่ 127 ที่กล่าวถึงการกำหนดพิกัดน้ำหนักสูงสุด ในการที่จะใช้แรงงานคนขนย้าย และกล่าวถึงรายละเอียดของการบังคับใช้ในอนุสัญญา ฉบับที่ 128 โดยที่มีเนื้ออยู่ในภาคผนวก ก

กล่าวโดยสรุปในเนื้อหาของอนุสัญญา ILO ฉบับที่ 128 กล่าวถึงข้อจำกัดในยก แบกหาม ว่าไม่ว่าในกรณีใดๆ ไม่ว่ายก ยาวนานเท่าใด น้ำหนักที่คนงานหนึ่งคนที่รับน้ำหนัก ควรจะมีค่า ไม่เกิน 55 กิโลกรัม ในกิจการทุกประเภท และในคนงานหญิง ควรจะมีค่าต่ำกว่าน้ำหนักสูงสุดที่คนงานหญิงแบกหามได้ นอกจากนั้น ในคนงานเด็ก ทีมีอายุ ต่ำกว่า 18 ปี ไม่ว่า เพศใดก็ตาม พิกัดน้ำหนักสูงสุดที่สามารถ แบกหามได้ ควรจะมีค่าต่ำกว่าพิกัดสูงสุดของคนงานเพศเดียวกันที่เป็นผู้ใหญ่ อายุมากกว่า 18 ปี และ ในทุกๆกรณีไม่ควรอนุญาตให้ คนงานหญิงที่ตั้งครรภ์ทำงาน ยก แบกหาม