การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของแรงในกล้ามเนื้อขาของมนุษย์ในท่าเดิน

A biomechanical study of forces in the leg muscles in human gait

ภาณุพงศ์ กาญจนกุล[1], และ รศ.ดร.วิโรจน์ ลิ่มตระการ[1,*]

[1] ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
ศูนย์รังสิต อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12120
*ผู้ติดต่อ: โทรศัพท์: (662) 564-3001 ต่อ 3197, โทรสาร: (662) 564-3001 ต่อ 3049
E-mail: limwiroj@engr.tu.ac.th

บทคัดย่อ

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อบริเวณขาส่วนบนและส่วนล่างที่เกี่ยวกับการเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกในคนสูงอายุจำนวน 4 กล้ามเนื้อ คือ Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior และ Gastrocnemius เพื่อให้เข้าใจแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่าง ๆ สำหรับสรีระของคนไทย ที่มีความแตกต่างกับคนต่างประเทศ โดยขั้นตอนการดำเนินงานเริ่มจากศึกษาชีวกลศาสตร์ ทดสอบคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อด้วยวิธีการทดสอบแรงดึง (Tensile test) และวิธีการทดสอบแรงบิดที่ข้อต่อ (Joint moment test) จากนั้นตรวจวัดค่าพฤติกรรมทางไฟฟ้า (EMG) และแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดิน (Force plate) แล้วนำข้อมูลทั้งหมดมาวิเคราะห์พฤติกรรมแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ AnyBody ระหว่างคนปกติและผู้ป่วย ผลการทดสอบแรงดึงในผู้ชายอายุ 50 ปี จะเกิดการยืดตัวและมีลักษณะเป็นแรงต้าน (Passive force) ของกล้ามเนื้อ โดย Rectus femoris และ Gastrocnemius มีค่าแรงดึงจำเพาะ (Specific tension) เท่ากับ 128 และ 41 N/cm^2 ตามลำดับ ผลการทดสอบแรงบิดที่ข้อต่อ ค่าแรงดึงจำเพาะของผู้ชายในช่วงอายุ 53 – 64 ปี จะเกิดการหดตัวและมีลักษณะเป็นแรงดึง (Active force) ของกล้ามเนื้อ มีค่าแรงดึงจำเพาะเฉลี่ยของ Rectus femoris และ Gastrocnemius เท่ากับ 35.2 และ 130.5 N/cm^2 ตามลำดับ โดยผลงานวิจัยในต่างประเทศ มีค่า 55.02 และ 155 N/cm^2 ตามลำดับ พบว่าค่าแรงดึงจำเพาะที่หาจากการทดสอบแรงบิด เป็นวิธีที่เหมาะสมและมีค่าต่ำกว่าต่างประเทศประมาณ 25% ดังนั้นคุณสมบัติของกล้ามเนื้อคนไทยมีค่าต่ำกว่าของต่างประเทศ ส่วนผลลัพธ์ของพฤติกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อและแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดินในคนปกติมีความสอดคล้องกับต่างประเทศ แต่เมื่อเปรียบเทียบกับผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกจะเห็นความแตกต่างตามความรุนแรงของอาการโรคอัมพาตในผู้ป่วยแต่ละคน และผลลัพธ์ของแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อที่วิเคราะห์ด้วยโปรแกรม AnyBody ในคนปกติจำนวน 5 คน มีค่าที่สอดคล้องกัน

คำหลัก: ชีวกลศาสตร์, อัมพาตครึ่งซีก, การเดิน, การตรวจวัดทางไฟฟ้า-EMG, แรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดิน-Force plate

Abstract

The biomechanics of the leg muscles of the upper and lower travel-related normal subjects and patients with hemiplegia in the elderly for four muscles; Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior and Gastrocnemius. To understand the forces that occur in various muscles for the body of the Thai people. This is different to foreigners. This will help to understand and to find a way to physical therapy for patients with hemiplegia properly. Procedures start from studying the biomechanic of muscle, finding mechanical properties of muscle by tensile testing and joint moment testing. And then measure the electrical behavior (EMG) and the body force to carry out on ground (Force plate). All data were used to analyze the behavior of muscle and forces that occur in muscles by a computer program, AnyBody, between normal subjects and patients. The tensile test in a fifty year old man provides the elongation and the resistance characteristics (Passive force) of muscle. Specific tension of Rectus femoris and Gastrocnemius were 128 and 41 N/cm2 respectively. Joint moment testing in men, specific age range from 53 to 64 years, are the contraction and the tensile characteristics (Active force) of muscle. The average specific tension of Rectus femoris and Gastrocnemius were 35.2 and 130.5 N/cm2 respectively. Researches in foreign countries were 55.02 and 155 N/cm2 respectively. It is found that the specific tension for joint moment testing is the appropriate method and the values obtained were lower than research in foreign countries about 25%. In conclusion, the muscle properties of Thai people were lower than foreign countries. The results of the electrical behavior of the muscles and the body force on ground action in normal subjects are consistent with other countries. And compared with patients will notice the difference as the severity of stroke symptoms in the individual patient. The result of forces that occur in the muscles analyzed from program, AnyBody, in the 5 normal subjects were consistent.

Keywords*:* Biomechanics, Joint moment test, EMG, Force plate

1. บทนำ

การศึกษาองค์ความรู้ทางชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อบริเวณข้อต่อกระดูกต่างๆ ของส่วนขา เป็นแนวทางงานวิจัย ที่ให้ความสำคัญต่อแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่าง ๆ ทั้งในสภาพปกติและมีพยาธิสภาพ โดยเฉพาะในขณะเคลื่อนไหว เพื่อเป็นแนวทางในการวินิจฉัยและการรักษาที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้นสำหรับสรีระแบบคนไทย

จากการทบทวนวรรณกรรมนั้นพบว่ามีการศึกษาชีวกลศาสตร์ของกล้ามบริเวณส่วนขา โดยแนวทางการศึกษาคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อนั้น ล้วนแล้วแต่เป็นของต่างชาติซึ่งมีสรีระที่แตกต่างกับคนไทย จึงทำให้ได้ผลงานวิจัยที่แตกต่างกัน ดังนั้นการศึกษาและทดสอบเพื่อหาคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อของคนไทยก็เพื่อสามารถนำข้อมูลที่ได้มาใช้ให้ได้ผลการศึกษาที่เหมาะสมกับคนไทย ด้วยเหตุนี้งานวิจัยนี้จะทำการทดสอบหาคุณสมบัติของกล้ามเนื้อของคนไทยด้วยเครื่องทดสอบทางกล และใช้การตรวจวัดทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ รวมทั้งแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดิน จากนั้นจะนำข้อมูลคุณสมบัติของกล้ามเนื้อที่ได้ไปวิเคราะห์แรงในกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นขณะเดินด้วยโปรแกรมจำลองทางคอมพิวเตอร์ AnyBody [12] ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับศึกษาและวิเคราะห์กลศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์และคำนวณแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่างๆ โดยตัวโปรแกรมนี้จะมีฐานข้อมูลของกระดูกและกล้ามเนื้อต่างๆอยู่ ซึ่งสามารถเปลี่ยนค่าให้เหมาะสมกับการศึกษาได้ เช่น น้ำหนัก ส่วนสูง และคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ

ผลที่ได้จากการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์สำหรับการรักษาโดยวิธีกายภาพบำบัดและเป็นแนวทางเพื่อนำไปวิจัยต่อยอดต่อไปได้อีกในอนาคต

2. คัดเลือกอาสาสมัครเข้าร่วมในงานวิจัย

กำหนดกลุ่มอาสาสมัครออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มคนปกติสุขภาพดี และกลุ่มผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก โดยกลุ่มคนปกติเพศชาย 5 คน ที่มีสุขภาพดี จะมีค่าอายุเฉลี่ย 57±4 ปี น้ำหนัก 63.2±3.8 กิโลกรัม ส่วนสูง 168.2±3.4 เซนติเมตร อยู่ในวัยใกล้เกษียน ไม่มีการทำงานหรือออกกำลังกายที่ต้องใช้แรงมาก และกลุ่มผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกเพศชายและหญิงรวม 5 คน มีค่าอายุเฉลี่ย 51.6±2 ปี น้ำหนัก 73.2±15.8 กิโลกรัม ส่วนสูง 166.2±3.8 เซนติเมตร

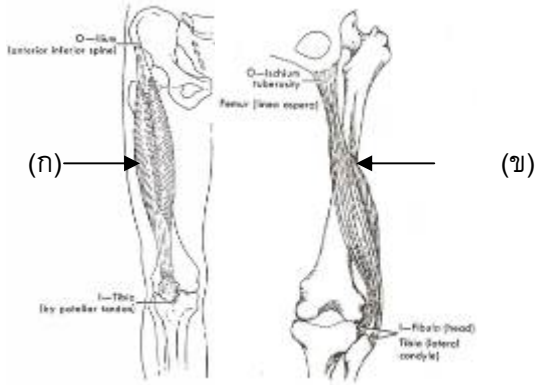
ทั้งนี้ในกลุ่มของผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก แต่ละคนจะมีระยะเวลาป่วย ระยะเวลาการรักษา และความรุนแรงของอาการอัมพาตแตกต่างกันรายละเอียดประวัติของผู้ป่วยแต่ละคนจากการสอบถามประวัติ จะแสดงข้อมูลโดยสังเขปในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ข้อมูลประวัติกลุ่มผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก

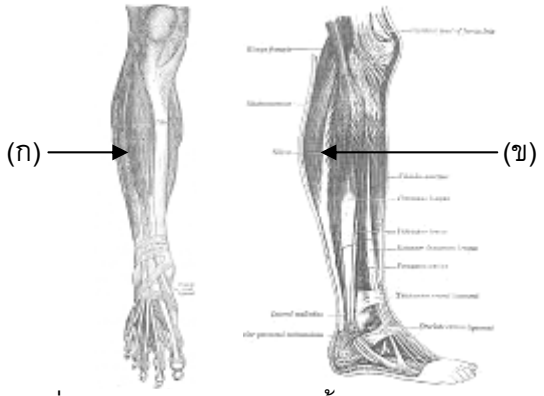
ข้อมูลผู้ป่วย		ผู้ป่วยอัมพาต
ระยะเวลาป่วย	1-5 (ปี)	4 คน
	>5 (ปี)	1 คน
ระยะเวลารักษา	1-5 (ปี)	4 คน
	>5 (ปี)	1 คน
สภาพร่างกาย	เดินได้เอง	1 คน
	เดินได้เองแต่ต้องมีอุปกรณ์ช่วย	2 คน
	ไม่สามารถเดินได้	2 คน
สาเหตุของโรค	เส้นเลือดแตก	-
	เส้นเลือดตีบ	3 คน
	เส้นเลือดตีบและแตกผสมกัน	2 คน

3. ศึกษาหน้าที่และความสำคัญของกล้ามเนื้อบริเวณขาที่เกี่ยวข้องกับการเดิน

กล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณขาที่เกี่ยวข้องกับการเดินที่สามารถวัดการทำงานด้วยวิธีทางไฟฟ้าได้อย่างสะดวกนั้นจะมีด้วยกัน 4 ชนิด คือ Rectus femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior, Gastrocnemius



รูปที่ 1 แผนภาพของกล้ามเนื้อ (ก) Rectus femoris และ (ข) Biceps femoris [10]

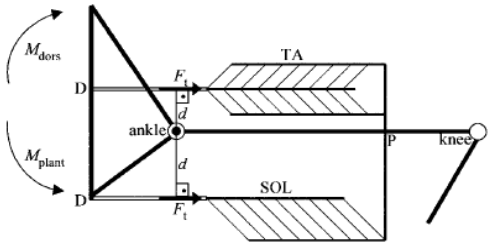


รูปที่ 2 แผนภาพของกล้ามเนื้อ (ก) Tibialis anterior และ (ข) Gastrocnemius [10]

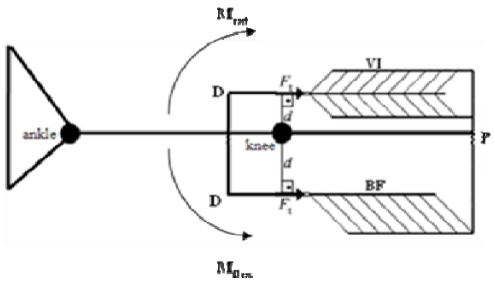
กล้ามเนื้อ Rectus femoris มีหน้าที่ควบคุมการเหยียดขาและกล้ามเนื้อ Biceps femoris มีหน้าที่ควบคุมการงอขา โดยกล้ามเนื้อทั้งสองชนิดนี้จะมีตำแหน่งอยู่ที่ต้นขาด้านหน้าและหลังตามลำดับ ส่วนกล้ามเนื้อ Tibialis anterior นั้นจะมีหน้าที่ควบคุมการงอหลังเท้าขึ้นและกล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีหน้าที่ควบคุมการเหยียดเท้า โดยกล้ามเนื้อทั้งสองชนิดนี้จะมีตำแหน่งอยู่ที่ปลายขาด้านหน้าและหลังตามลำดับ การทำงานของกล้ามเนื้อนั้นจะเป็นการหดตัวเพื่อออกแรงดึงให้ขาเคลื่อนไหว ถ้าสมองสั่งให้กล้ามเนื้อด้านหนึ่งทำงานอีกด้านจะไม่ทำงานทำให้กล้ามเนื้อคลายตัวออก ทั้งนี้กล้ามเนื้อของแต่ละคนจะมีความแข็งแรงเช่นไรนั้น ก็จะขึ้นกับทักษะและความแข็งแรงของร่างกาย

4. การตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเท้าและข้อเข่า

ขั้นตอนการตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเท้าและข้อเข่านั้นจะตรวจวัดเฉพาะกลุ่มคนปกติ โดยให้อาสาสมัครนั่งบนเครื่อง Isokinetic dynamometer (Biodex system 3 pro) ทำการตรวจวัดแรงบิดสูงสุดที่ข้อเท้าและข้อเข่าสามารถทำได้ โดยการตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเท้านั้นเพื่อใช้หาค่าคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อ (specific tension) ที่กลุ่มกล้ามเนื้อของขาส่วนล่าง ได้แก่ กล้ามเนื้อ Tibialis anterior กับ Gastrocnemius ส่วนการตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเข่านั้นเพื่อใช้หาค่าคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อ Rectus femoris กับ Biceps femoris ที่กลุ่มขาส่วนบน ค่าแรงบิดสูงสุดที่ได้จะนำมาคำนวณหาค่าแรงสูงสุดของเส้นเอ็นที่ยึดติดกับกล้ามเนื้อ สำหรับกล้ามเนื้อกลุ่มขาส่วนล่างการคำนวณจะพิจารณาจากรูปที่ 3



รูปที่ 3 การทำงานของกล้ามเนื้อ Tibialis anterior สำหรับการงอฝ่าเท้า [1]



รูปที่ 4 การทำงานของกล้ามเนื้อ Vastus intermedialis สำหรับการเหยียดขาให้ตรง [1]

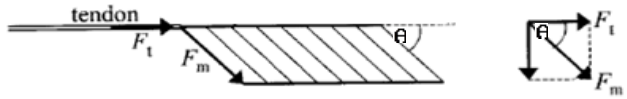
เมื่อ TA คือ กล้ามเนื้อ Tibialis anterior F_t คือ แรงของเส้นเอ็น M_{dors} คือ แรงบิดของท่างอฝ่าเท้าเข้าหาลำตัว ankle คือ จุดหมุนที่ข้อเท้า และ d คือ ความยาวแขนของโมเมนต์บิด จากรูปที่ 3 จะได้สมการ

$$F_t = \frac{M_{dors}}{d} \qquad (1)$$

เมื่อ VI คือ กล้ามเนื้อ Vastus intermedialis F_t คือ แรงของเส้นเอ็น M_{ext} คือ แรงบิดของท่าเหยียดขาให้ตรง knee คือ จุดหมุนที่ข้อเข่า และ d คือ ความยาวแขนของโมเมนต์บิด จากรูปที่ 4 จะได้สมการ

$$F_t = \frac{M_{ext}}{d} \qquad (2)$$

จากสมการ (1) และ (2) จะนำค่าแรงของเส้นเอ็นที่ได้ไปคำนวณหาค่าแรงของกล้ามเนื้อโดยพิจารณารูปที่ 5



รูปที่ 5 การแตกแรงของเส้นเอ็น [1]

เมื่อ θ คือ มุมของแนวการวางตัวของกล้ามเนื้อกับแนวแรงที่มากระทำกับกล้ามเนื้อ (pennation angle) และ F_m คือ แรงของกล้ามเนื้อสูงสุด จากรูปที่ 5 จะได้สมการ

$$F_m = \frac{F_t}{\cos\theta} \qquad (3)$$

ค่าแรงของกล้ามเนื้อสูงสุดที่ได้นี้จะนำไปคำนวณเพื่อหาค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อ (Specific tension) ได้จากสมการ (4) ดังนี้

$$\text{specific tension} = \frac{F_m}{PCSA \times \cos\theta} \qquad (4)$$

ค่าตัวแปรที่ใช้ในสมการ (1) ถึง (4) จะพิจารณางานวิจัยของต่างประเทศ Maganaris N. Constantios [1] Samuel R. Ward [2] และ Thomas D. O'Brien [3] จะกำหนดค่าของมุม Pennation angle พื้นที่ภาคตัดขวางของกล้ามเนื้อ (PCSA) และความยาวแขนของโมเมนต์บิด ของกล้ามเนื้อได้ตามตารางที่ 2

เพราะฉะนั้นจะสามารถคำนวณค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อ (Specific tension) แต่ละกล้ามเนื้อได้ โดยจะกำหนดให้ค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อ Tibialis anterior กับ Gastrocnemius เป็นค่าเดียวกัน เพราะเป็นกล้ามเนื้อของกลุ่มขาส่วนล่างเหมือนกัน และกำหนดให้ค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อ Vastus intermedialis กล้ามเนื้อ Rectus femoris และ

กล้ามเนื้อ Biceps femoris เป็นค่าเดียวกันเพราะเป็นกล้ามเนื้อของกลุ่มขาส่วนบนเหมือนกัน ซึ่งค่าแรงดึงจำเพาะที่กำหนดนี้จะใช้สำหรับคำนวณหาค่าแรงของกล้ามเนื้อที่สนใจต่อไป สำหรับกระบวนการดำเนินงานในการตรวจวัดแรงบิดจะแบ่งออกเป็น 2 กระบวนการ คือ การตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเท้าและข้อเข่า

ตารางที่ 2 ค่า Pennation angle และ PCSA ของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการคำนวณ [2, 4, 6]

ชนิดของกล้ามเนื้อ	Pennation angle (degree)	PCSA (cm^2)	Moment arm length (cm)
Tibialis anterior	9.6	10.9	4.9
Gastrocnemius	10.9	9.7	-
Vastus intermedialis	4.5	16.7	4.09
Rectus femoris	13.9	13.5	-
Biceps femoris	11.9	11.3	-

4.1 การตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเท้า

ทำได้ในท่างอฝ่าเท้าเข้าหาลำตัว ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ Tibialis anterior ที่ตำแหน่งขาส่วนล่างด้านหน้า การตรวจวัดเริ่มโดยให้อาสาสมัครนั่งบนเครื่อง Isokinetic dynamometer ปรับตำแหน่งให้ขาส่วนล่างของอาสาสมัครวางตัวขนานกับพื้นดิน จัดข้อเท้าให้อยู่ตรงกับตำแหน่งจุดหมุนของ Dynamo meter ซึ่งเป็นจุดที่ใช้วัดแรงบิด ปรับให้ฝ่าเท้าอยู่ในตำแหน่งทำมุม 20 องศากับแนวดิ่ง ซึ่งเป็นตำแหน่งที่เมื่อมีการบิดข้อเท้าอาสาสมัครจะสามารถออกแรงบิดข้อเท้าได้มากที่สุด [1] ยึดเท้าให้ติดแน่นกับแกนหมุน แล้วเริ่มทำการตรวจวัดโดยตั้งโปรแกรมให้ทำการตรวจวัด 5 ครั้ง ครั้งละ 5 วินาที โดยให้อาสาสมัครพักกล้ามเนื้อครั้งละ 30 วินาที เมื่อเสร็จสิ้นการตรวจวัดแต่ละครั้ง ขณะทำการตรวจวัดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงบิดจะหยุดนิ่งอยู่กับที่ อาสาสมัครจะต้องออกแรงงอฝ่าเท้าเข้าหาลำตัวต้านแกนหมุนของเครื่องวัดแรงบิด โดยต้องออกแรงงอฝ่าให้มากที่สุดเพื่อให้ได้แรงบิดสูงสุด

รูปที่ 6 ตรวจวัดแรงบิดสูงสุดของข้อเท้า โดยเครื่อง Isokinetic dynamometer

4.2 การตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเข่า

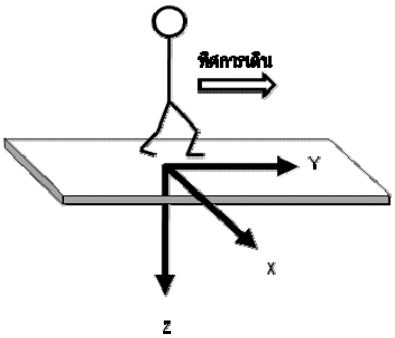
ทำได้ในเหยียดขาตรง ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่ม Quadriceps ที่ตำแหน่งขาส่วนบนด้านหน้า แต่เนื่องจากกล้ามเนื้อกลุ่ม Quadriceps จะประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อ 4 กล้ามเนื้อเกาะกลุ่มกันอยู่ ดังนั้นจึงต้องกำหนดให้ตำแหน่งของข้อเข่าที่จะทำการตรวจวัดแรงบิดนั้น ต้องอยู่ในท่างอเข่าทำมุม 15 องศา ก่อนที่ขาจะอยู่ในท่าเหยียดตรง เพราะการออกแรงเหยียดขาที่ตำแหน่งนี้จะมีเพียงกล้ามเนื้อ Vastus intermedialis กล้ามเนื้อเดียวเท่านั้นที่ทำงานมากที่สุด กล้ามเนื้อที่เหลืออีก 3 กล้ามเนื้อจะทำงานน้อยมากหรือแทบจะไม่ทำงานเลย [3] ดังนั้นค่าแรงบิดที่ได้จึงสามารถประมาณได้ว่าเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อ Vastus intermedialis เพียงกล้ามเนื้อเดียว การตรวจวัดนั้นเริ่มโดยให้อาสาสมัครนั่งบนเครื่อง Isokinetic dynamometer ปรับตำแหน่งการนั่งให้ข้อเข่าของอาสาสมัครอยู่ตรงกับตำแหน่งจุดหมุนของอุปกรณ์ตรวจวัดแรงบิด (Dynamo meter) ซึ่งเป็นจุดที่ใช้วัดแรงบิดสูงสุด ปรับให้ข้อเข่าอยู่ในตำแหน่งทำมุม 15 องศากับแนวระนาบ ซึ่งเป็นตำแหน่งที่เมื่อมีการบิดข้อเข่าอาสาสมัครจะสามารถออกแรงบิดข้อเข่าได้มากที่สุดซึ่งมาจากการทำงานของกล้ามเนื้อ Vastus intermedialis [3] แล้วเริ่มทำการตรวจวัดโดยตั้งโปรแกรมให้ทำการตรวจวัด 5 ครั้ง แต่ละครั้งใช้เวลาครั้งละ 5 วินาที โดยมีระยะเวลาให้อาสาสมัครพักกล้ามเนื้อครั้งละ 30 วินาที เมื่อเสร็จสิ้นการตรวจวัดแต่ละครั้ง

รูปที่ 7 ตรวจวัดตรวจวัดแรงบิดสูงสุดของข้อเข่า โดยเครื่อง Isokinetic dynamometer

5. การตรวจวัดทางไฟฟ้าและแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้น

การตรวจวัดทางไฟฟ้าจะใช้แผ่นอิเล็คโทรดติดบนตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ต้องการตรวจวัดดังรูปที่ 12 จากนั้นให้อาสาสมัครกลุ่มคนปกติเดินบนแผ่นแนวการเดินที่กำหนดแล้วบันทึกค่าทางไฟฟ้า ในขณะเดียวกันบนแผ่นแนวการเดินก็จะมีแผ่นตรวจวัดแรง (Force plate) ติดตั้งอยู่ ซึ่งจะกำหนดให้อาสาสมัครเดินเหยียบลงไปบนแผ่นตรวจวัดแรงด้วย หลังจากนั้นจะนำข้อมูลทั้งสองอย่างนี้ไปใช้ในโปรแกรม AnyBody

และสำหรับกลุ่มผู้ป่วย กำหนดให้เดินในแนวการเดินเช่นเดียวกันแต่เนื่องจากผู้ป่วยมีช่วงก้าวเดินที่สั้นกว่าคนปกติ ไม่สามารถตรวจวัดต่อเนื่องทั้งสองขาได้แบบคนปกติ จึงใช้วิธีตรวจวัดแตกต่างจากกลุ่มคนปกติโดยทำการตรวจวัดขาทีละ ทั้งนี้ค่าจากการตรวจวัดที่ได้จะแสดงค่าของแรงในแนวแกน X (ทิศพุ่งไปด้านขวาของแนวการเดินเป็นบวก) แกน Y (ทิศพุ่งไปด้านหน้าของแนวการเดินเป็นบวก) และแกน Z (ทิศพุ่งลงพื้นเป็นบวก)



รูปที่ 8 ทิศทางของแรงในการตรวจวัดแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้น

อาสาสมัครทั้งสองกลุ่มจะทำการตรวจวัดในท่าเดินหนึ่งรอบของการเดินคนละ 3 ครั้ง โดยรอบการเดินหนึ่งรอบของคนปกตินั้น จะเริ่มต้นที่ส้นเท้าของขาข้างขวาเริ่มสัมผัสพื้นไปจนถึงส้นเท้าของขาข้างขวาเริ่มสัมผัสพื้นอีกครั้ง ส่วนของกลุ่มผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกรอบการเดินหนึ่งรอบจะเริ่มต้นที่ส้นเท้าของขาข้างที่มีอาการอัมพาตเริ่มสัมผัสพื้น ไปจนถึงส้นเท้าของขาข้างที่มีอาการอัมพาตนั้นเริ่มสัมผัสพื้นอีกครั้ง

รูปที่ 9 การติดแผ่นอิเล็คโทรด

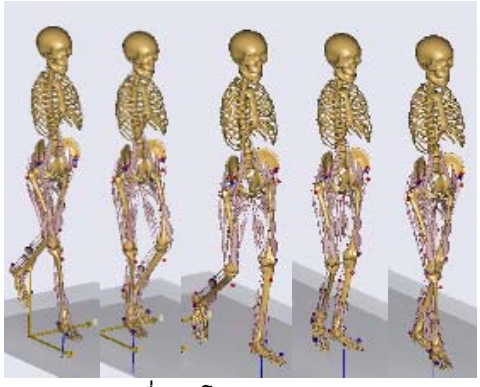
รูปที่ 10 ตรวจวัดทางไฟฟ้าและแรงที่เท้ากระทำกับพื้นขณะเดิน

6. การจำลองการเคลื่อนไหวในท่าเดิน

จำลองการเคลื่อนไหวของร่างกายในท่าเดินด้วยโปรแกรม AnyBody โดยในตัวของโปรแกรมจะมีฐานข้อมูลของโครงสร้างของกระดูก กล้ามเนื้อ และข้อต่อต่างๆ รวมทั้งคุณสมบัติของกล้ามเนื้อต่างๆของมนุษย์ งานวิจัยนี้จะใช้โมเดลการเดินของ Christopher L. Vaughan [8] จะมีข้อมูลเคลื่อนไหวในท่าเดินของช่วงเวลาต่างๆ มาให้แล้ว ดังนั้นจึงสามารถทำการเปลี่ยนค่าตัวแปรเฉพาะข้อมูลของส่วนสูง น้ำหนัก แรงสูงสุดของกล้ามเนื้อ และแรงที่เท้ากระทำกับพื้นเพื่อใช้

จำลองการเคลื่อนไหวกับวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อที่ช่วงเวลาต่างๆได้

โปรแกรม AnyBody นั้นจะใช้หลักการคำนวณโดยวิธีพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse dynamics) คือ ใช้แรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำกับเท้าคนที่ได้จากการตรวจวัดมาคำนวณหาแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ



รูปที่ 11 โมดลจำลองการเดิน

7. สรุปผลและวิจารณ์ผล

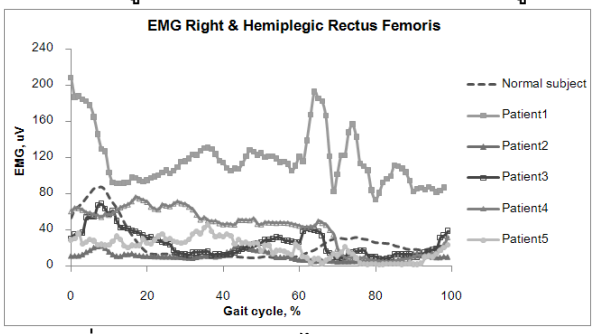
การหาค่าคุณสมบัติของกล้ามเนื้อโดยการตรวจวัดแรงบิดที่ข้อเท้าและข้อเข่าโดยใช้เครื่อง Dynamometer นั้น กล้ามเนื้อจะเกิดการหดตัว (Active force) ทำให้ได้ค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อ Rectus femoris กับ Vastus intermedialis และกล้ามเนื้อ Gastrocnemius กับ Tibialis anterior เท่ากับ 35.2±9.6 และ 130.5±18.7 นิวตันต่อตารางเซนติเมตร ตามลำดับซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับค่าแรงดึงจำเพาะจากงานวิจัยของต่างประเทศพบว่า มีค่าต่ำกว่าเล็กน้อยประมาณ 25% ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าค่าคุณสมบัติของกล้ามเนื้อคนไทยมีค่าต่ำกว่าของต่างประเทศ จะมีสาเหตุมาจากความแตกต่างทางด้านอายุและสรีรศาสตร์ งานวิจัยของต่างประเทศใช้อาสาสมัครเพศชายที่มีอายุอยู่ในช่วง 20-28 ปี

ตารางที่ 3 ค่าแรงดึงจำเพาะคนไทยและต่างประเทศ

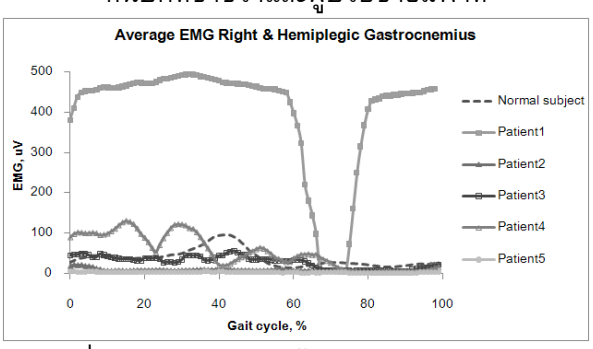
กล้ามเนื้อ	Thai Specific tension (N/cm^2)	Foreign Specific tension (N/cm^2)
Tibialis anterior	130.5±18.7	155±13 [1]
Vastus intermedialis	35.2±9.6	55.02±11 [3]

ปัญหาที่พบ คือ การขาดเครื่องมืออุปกรณ์ MRI (Magnetic Resonance Imaging) สำหรับการหาค่ามุมแนวการวางตัวของกล้ามเนื้อ (Pennation angle) และพื้นที่หน้าตัดของแต่ละกล้ามเนื้อ (PCSA) ในอาสาสมัครแต่ละคนจึง ทำให้การคำนวณค่าแรงต่าง ๆ เพื่อนำไปใช้ในโปรแกรม AnyBody ยังต้องใช้ข้อมูลจากการศึกษาของต่างประเทศซึ่งจะต่างจากคนไทย

การดำเนินการตรวจวัดทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อเมื่อเปรียบเทียบคนปกติกับผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกจะมีความแตกต่างเกิดขึ้นตามความรุนแรงของอาการโรคอัมพาตในผู้ป่วยแต่ละคน ซึ่งโดยรวมค่าพฤติกรรมทางไฟฟ้าของผู้ป่วยจะมีค่าตรงข้ามกับของคนปกติ คือ ช่วงที่ค่าพฤติกรรมไฟฟ้ามีค่าสูง (กล้ามเนื้อทำงาน) ในผู้ป่วยกลับมีค่าพฤติกรรมทางไฟฟ้าต่ำ และช่วงที่ค่าพฤติกรรมไฟฟ้ามีค่าต่ำ (กล้ามเนื้อไม่ทำงาน) ในผู้ป่วยกลับมีค่าพฤติกรรมทางไฟฟ้าสูง



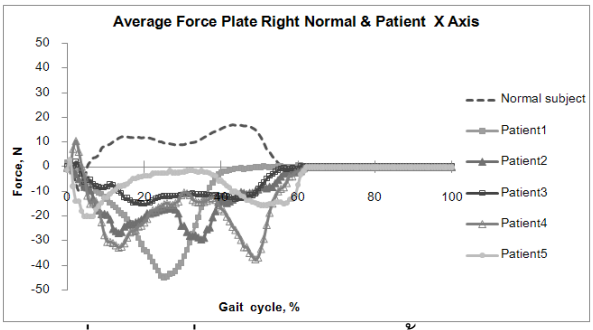
รูปที่ 12 พฤติกรรมทางไฟฟ้า Rectus femoris คนปกติขาขวาและผู้ป่วยขาอัมพาต



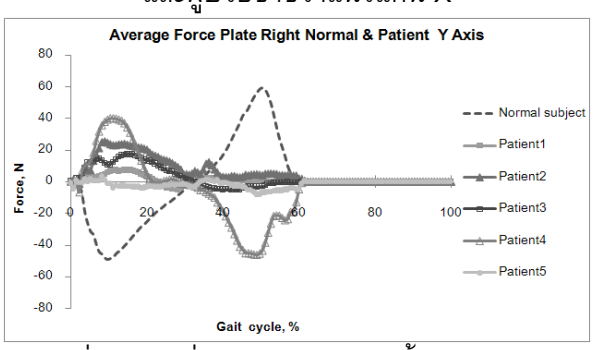
รูปที่ 13 พฤติกรรมทางไฟฟ้า Gastrocnemius คนปกติขาขวาและผู้ป่วยขาอัมพาต

ส่วนการตรวจวัดค่าแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นของคนปกติเปรียบเทียบกับผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีกจะมีความแตกต่างเกิดขึ้นตามความรุนแรงของอาการโรคอัมพาตในผู้ป่วยแต่ละคน ซึ่งโดยรวมค่าแรงที่

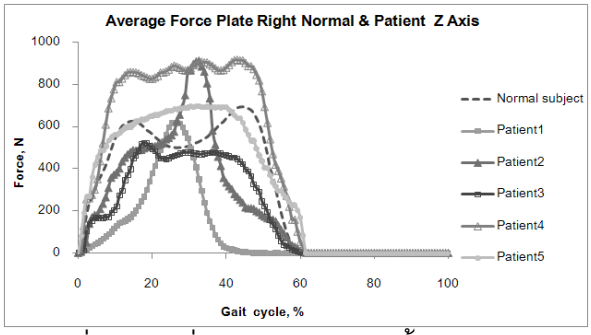
ร่างกายกระทำกับพื้นของผู้ป่วยจะมีค่าตรงข้ามกับของคนปกติเช่นเดียวกับค่าพฤติกรรมทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ ดังนั้นถ้าใช้การเปรียบเทียบรูปแบบของข้อมูลนี้อาจจะสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับการพยากรณ์ความก้าวหน้าในการรักษาทางกายภาพบำบัดและวิธีการรักษาผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก เพื่อที่จะบอกได้ถึงแนวทางการรักษาที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น



รูปที่ 14 แรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดินคนปกติและผู้ป่วยขาขวาแนวแกน X



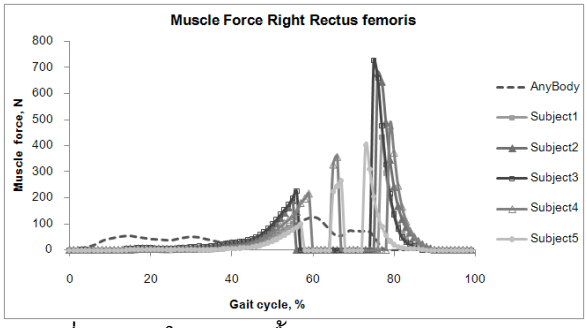
รูปที่ 15 แรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดินคนปกติและผู้ป่วยขาขวาแนวแกน Y



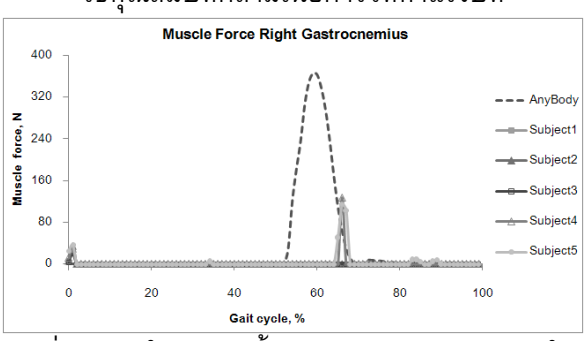
รูปที่ 16 แรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดินคนปกติและผู้ป่วยขาขวาแนวแกน Z

สำหรับปัญหาที่พบจากการดำเนินงาน จะเกิดขึ้นกับอุปกรณ์ตรวจวัดพฤติกรรมทางไฟฟ้า เพราะเมื่อทำการตรวจวัดไปได้เวลาหนึ่งแผ่นอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังบางจุดไม่สามารถตรวจวัดค่าทางไฟฟ้าได้ ทำให้ข้อมูลขาดหายไปไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ได้

ค่าแรงที่เกิดขึ้นภายในกล้ามเนื้อแต่ละกล้ามเนื้อที่วิเคราะห์ด้วยโปรแกรม AnyBody ในคนปกติจำนวน 5 คน มีค่าที่สอดคล้องใกล้เคียงกัน แต่จุดเริ่มต้นของแรงที่เกิดขึ้นจนถึงจุดสิ้นสุดของแรงอาจมีการคาบเกี่ยวกันบ้างเล็กน้อยซึ่งเป็นเหตุมาจากข้อมูลของค่าแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นดินมีค่าแตกต่างกัน และสำหรับปัญหาที่พบจากการดำเนินงานการจำลองการเคลื่อนไหวของร่างกายด้วยโปรแกรม AnyBody คือการขาดอุปกรณ์สำหรับเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกายในคนปกติแต่ละคนสำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลในโปรแกรม AnyBody ทำให้ความถูกต้องและความละเอียดของการจำลองการเคลื่อนไหวลดลง



รูปที่ 17 แรงในกล้ามเนื้อ Rectus femoris ขาขวาใช้คุณสมบัติกล้ามเนื้อการวัดค่าแรงบิด



รูปที่ 18 แรงในกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ขาขวาใช้คุณสมบัติกล้ามเนื้อการวัดค่าแรงบิด

8. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ อ.ดร.พัชรี คุณค้ำชู อาจารย์จากภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ที่คอยช่วยเหลือให้คำแนะนำ รวมถึงเอื้อเฟื้อเอกสาร ข้อมูล และอุปกรณ์การตรวจวัดต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อการดำเนินงานวิจัย

ขอขอบคุณ รศ.ดร.วิโรจน์ ลิ่มตระการ อาจารย์จากภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ที่คอยช่วยเหลือให้คำแนะนำ รวมถึงเอื้อเฟื้อเอกสาร ข้อมูลและโปรแกรม AnyBody เพื่อใช้ในงานวิจัย

9. เอกสารอ้างอิง

9.1 บทความจากวารสาร (Journal)

[1] Constantinos N. Maganaris, Vasilios Baltzopoulos, D. Ball, Anthony J. Sargeant (2000). In vivo specific tension of human skeletal muscle, Journal of Applied Physiology, vol.90, March 2001, pp.865 - 872

[2] Samuel R. Ward, Carolyn M., Laura H. Smallwood, Richard L. Lieber (2008). Are Current Measurements of Lower Extremity Muscle Architecture Accurate, Clinical orthopaedics and related research, vol.467, October 2008, pp.1074 – 1082

[3] Thomas D. O'Brien, Neil D. Reeves, Vasilios Baltzopoulos, David A. Jones (2009). In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children, Experimental Physiology, vol. 95, September 2009, pp.202 – 210

[4] Thomas L. Wickiewicz (1983). Muscle Architecture of the human Lower Limb, Clinical Orthopaedics and Related Research, vol.179, October 1983, pp.275 – 283

[5] Hans U. Stäubli, Lukas Schatzmann, Peter Brunner, Liliana Rincón, Lutz-P. Nolte (1999). Mechanical tensile properties of the quadriceps tendon and patellar ligament in young adults, The American Journal of Sports Medicine, Vol. 27, January 1999, pp.27 – 34

9.2 บทความจากเอกสารประกอบการประชุม (Proceedings)

[6] วงศกร ภักดีพินิจ และ วิโรจน์ ลิ่มตระการ (2552). การพัฒนาต้นแบบเครื่องทดสอบคุณสมบัติทางกลของเอ็น, *การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 23*, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่

[7] ภาณุพงศ์ กาญจนกุล และ วิโรจน์ ลิ่มตระการ (2553). การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของแรงในกล้ามเนื้อขาของผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก, *การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 24*, มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี จังหวัดอุบลราชธานี

9.3 หนังสือ

[8] Christopher L. Vaughan, Brian L. Davis, Jeremy C. O.Connor (1992). *Dynamics of Human Gait 2nd edition*, ISBN: 0-620-23560-8, Mills Litho, Cape Town.

[9] Jeffrey R. Cram, Glenn S. Kasman (1998). *Introduction to surface electromyography*, ISBN: 0-8342-0751-6, Jane Colilla, USA

[10] สนั่น สุขวัจน์ และคณะ (2523), *กายวิภาคศาสตร์และสรีระวิทยา*, กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์อักษรสัมพันธ์

9.4 เว็บไซต์

[11] The AnyBody Modeling System™, AnyBody Teachnology Inc (2007). *Software features*, URL: http://www.anybodytech.com, access on 10/01/2011