

การศึกษาทางชีวกลศาสตร์ของแรงในกล้ามเนื้อขาของผู้ป่วยโรคอัมพาตครึ่งซีก The biomechanical study of muscle forces in patients legs with hemiplegia

ภาณุพงศ์ ภาณุจนกุล¹, รศ.ดร.วิโรจน์ ลิ้มตระการ^{1,*}

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต
เลขที่ 99 หมู่ 18 ถ.พหลโยธิน ต.คลองหนึ่ง อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี 12121
*ผู้ติดต่อ: E-mail: limwiroj@engr.tu.ac.th, โทรศัพท์: (662) 564-3001 ต่อ 3197,
โทรสาร: (662) 564-3001 ต่อ 3049

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เกี่ยวข้องกับการศึกษาชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อบริเวณข้อต่อของส่วนขา ทำให้ได้องค์ความรู้เกี่ยวกับแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่างๆ สำหรับสรีระของคนไทย ซึ่งมีความแตกต่างกับสรีระคนในพื้นที่ยุโรปหรืออเมริกา งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้เข้าใจความสัมพันธ์ของแรงในกล้ามเนื้อขา ขณะที่ร่างกายกำลังเคลื่อนไหวในท่าเดิน มีขอบเขตของการวิจัยคือ ศึกษาถึงชีวกลศาสตร์และทดสอบคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อ นำข้อมูลที่ได้ไปวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ ขณะเดินด้วย การตรวจวัดทางไฟฟ้า (EMG) และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ผลที่ได้คือทราบแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อแต่ละส่วนเมื่อมีการงอเข้าและเหยียดขาตรง ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับคือ สามารถนำผลงานวิจัยที่ได้ไปช่วยหาวิธีกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกให้ได้อย่างเหมาะสม เพื่อบอกแนวทางของการรักษาได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว

คำหลัก: ชีวกลศาสตร์, กล้ามเนื้อขา, อัมพาตครึ่งซีก, การเดิน, การตรวจวัดทางไฟฟ้า (EMG)

Abstract

This research has studied the strength of muscle forces in legs of Thai people which were different from European or American people. The aim of this study was to determine the relation of muscles forces in legs during gait movement, biomechanics, muscles tensile properties test and electromyography measurement. From these data could be used to estimate the force generation capacity in muscle by simulation program. Benefits were expected for further research which led to better diagnosis and treatment methods for patients with hemiplegia

Keywords: Biomechanics, Leg muscle, Hemiplegia, Gait, Electromyography (EMG).

1. บทนำ

การศึกษาดังกล่าวเกี่ยวกับชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อบริเวณข้อต่อกระดูกต่างๆ ของส่วนขา เป็น

แนวทางงานวิจัย ที่ให้ความสำคัญต่อแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่าง ๆ ทั้งในสภาพปกติและมีพยาธิสภาพ โดยเฉพาะในขณะเคลื่อนไหว เพื่อเป็นแนวทางในการ

วินิจฉัยและการรักษาที่ถูกต้องมากยิ่งขึ้นสำหรับสรีระแบบคนไทย

จากการทบทวนวรรณกรรมนั้นพบว่ามีการศึกษาชีวกลศาสตร์ของกล้ามเนื้อบริเวณส่วนขา โดยแนวทางการศึกษาคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อนั้น ล้วนแล้วแต่เป็นของต่างชาติซึ่งมีสรีระที่แตกต่างกับคนไทย จึงทำให้ได้ผลงานวิจัยที่แตกต่างกัน ดังนั้นการศึกษาและทดสอบเพื่อหาคุณสมบัติทางกลของกล้ามเนื้อของคนไทยจึงเป็นสิ่งที่ควรพิจารณา ก่อน เพื่อสามารถนำข้อมูลที่ได้มาใช้ให้ได้ผลการศึกษาที่เหมาะสมกับคนไทย ด้วยเหตุนี้งานวิจัยนี้จะทำการทดสอบหาคุณสมบัติของกล้ามเนื้อของคนไทยด้วยเครื่องทดสอบด้วยการดึงในห้องทดลอง [5,6,7] จากนั้นจะนำข้อมูลคุณสมบัติของกล้ามเนื้อที่ได้ไปวิเคราะห์แรงในกล้ามเนื้อที่เกิดขึ้นขณะเดินด้วยโปรแกรมจำลองทางคอมพิวเตอร์ AnyBody [12] ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้สำหรับศึกษาและวิเคราะห์กลศาสตร์การเคลื่อนไหวของมนุษย์และคำนวณแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อต่างๆ โดยตัวโปรแกรมนี้จะมีฐานข้อมูลของกระดูกและกล้ามเนื้อต่างๆอยู่ ซึ่งสามารถเปลี่ยนค่าให้เหมาะสมกับการศึกษาได้ เช่น น้ำหนัก ส่วนสูง และคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ

จากข้อมูลที่โปรแกรมคำนวณได้จะนำมาเปรียบเทียบกับวิธีการตรวจวัดทางไฟฟ้าเพื่อเปรียบเทียบผลจากค่าที่วัดได้จริงและค่าจากการคำนวณ ผลที่ได้จากการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์สำหรับการรักษาโดยวิธีกายภาพบำบัดและเป็นแนวทางเพื่อนำไปวิจัยต่อยอดต่อไปได้อีกในอนาคต

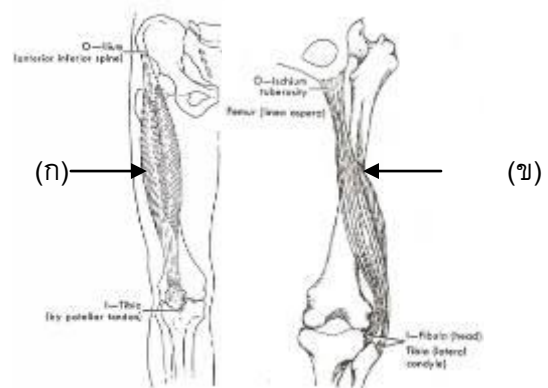
2. กระบวนการทดสอบคุณสมบัติของกล้ามเนื้อ

เริ่มจากกำหนดกล้ามเนื้อที่จะทำการศึกษา จากนั้นเตรียมเครื่องทดสอบกล้ามเนื้อ และทำการทดสอบกล้ามเนื้อ

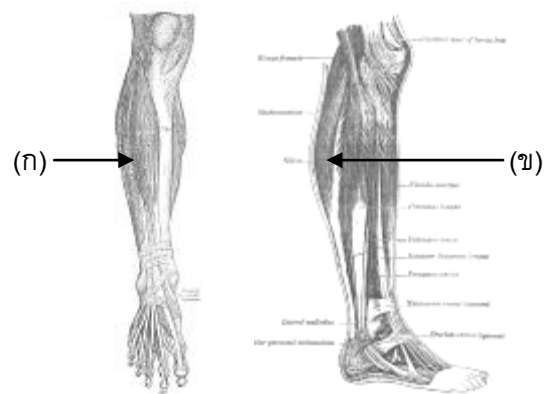
2.1 ศึกษาหน้าที่และความสำคัญของกล้ามเนื้อบริเวณขาที่เกี่ยวข้องกับการเดิน

กล้ามเนื้อที่อยู่บริเวณขาที่เกี่ยวข้องกับการเดินที่สามารถวัดการทำงานด้วยวิธีทางไฟฟ้าได้อย่าง

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



รูปที่ 1 แผนภาพของกล้ามเนื้อ (ก) Rectus femoris และ (ข) Biceps femoris [11]



รูปที่ 2 แผนภาพของกล้ามเนื้อ (ก) Tibialis anterior และ (ข) Gastrocnemius [11]

หน้าที่และความสำคัญของกล้ามเนื้อที่ทำการศึกษานั้นจะเป็นส่วนควบคุมให้ขาเคลื่อนไหวในลักษณะต่างๆ คือกล้ามเนื้อ Rectus femoris มีหน้าที่ควบคุมการเหยียดขาและกล้ามเนื้อ Biceps femoris มีหน้าที่ควบคุมการงอขา โดยกล้ามเนื้อทั้งสองชนิดนี้จะมีตำแหน่งอยู่ที่ต้นขาด้านหน้าและหลังตามลำดับ ส่วนกล้ามเนื้อ Tibialis anterior นั้นจะมีหน้าที่ควบคุมการงอหลังเท้าขึ้นและกล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีหน้าที่ควบคุมการเหยียดเท้า โดยกล้ามเนื้อทั้งสองชนิดนี้จะมีตำแหน่งอยู่ที่ปลายขาด้านหน้าและหลังตามลำดับ การทำงานของกล้ามเนื้อนั้นจะเป็นการหดตัวเพื่อออกแรงดึงให้ขาเคลื่อนไหว ถ้าสมองสิ่งให้กล้ามเนื้อด้านหนึ่งทำงานอีกด้านจะไม่ทำงานทำให้กล้ามเนื้อคลายตัวออก ทั้งนี้กล้ามเนื้อของแต่ละคนจะ

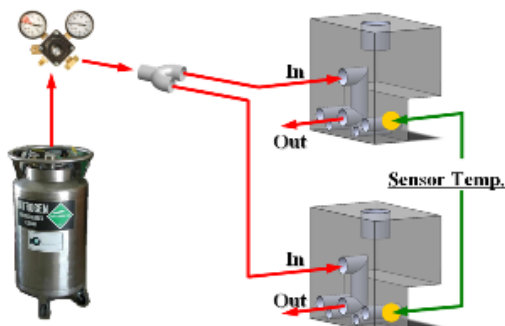
มีความแข็งแรงเช่นไรนั้น ก็จะขึ้นกับทักษะและความแข็งแรงของร่างกาย

2.2 การเตรียมเครื่องทดสอบกล้ามเนื้อ

การทดสอบกล้ามเนื้อจะใช้เครื่องทดสอบแบบดึงในแนวแกน เมื่อพบทวนวรรณกรรมของต่างประเทศจะพบว่ามี การทดสอบโดยใช้อุปกรณ์จับยึดชิ้นกล้ามเนื้อทั้งแบบใช้อุณหภูมิปกติที่ 25 องศาเซลเซียส [5] และแบบที่ลดอุณหภูมิให้ต่ำลง [6] ซึ่งอุปกรณ์จับยึดในงานวิจัยนี้จะใช้แบบลดอุณหภูมิให้ต่ำลง [7] โดยอุปกรณ์จับยึดชิ้นงานหรือชิ้นกล้ามเนื้อนั้นจะมีช่องสำหรับให้ไนโตรเจนเหลวไหลผ่านเพื่อให้อุปกรณ์จับชิ้นงานนั้นส่งผ่านความเย็นไปยังชิ้นกล้ามเนื้อทดสอบเป็นการป้องกันชิ้นเนื้อฉีกขาดบริเวณอุปกรณ์จับชิ้นงานขณะทำการทดสอบควบคุมอุณหภูมิที่ -25 องศาเซลเซียส และอุณหภูมิห้องทดลองที่ 25 องศาเซลเซียส



รูปที่ 3 ภาพจริงของเครื่องทดสอบคุณสมบัติ [7]



รูปที่ 4 การติดตั้งอุปกรณ์ไหลเวียนไนโตรเจนเหลว [7]

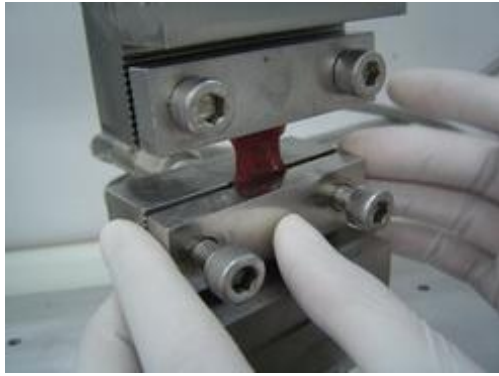
2.3 การทดสอบกล้ามเนื้อ

ในการทดสอบขั้นต้นนั้นจะสามารถทดสอบกล้ามเนื้อที่ต้องการได้เพียงสองชนิดคือกล้ามเนื้อ Rectus femoris และ Gastrocnemius เนื่องจากติดปัญหาของการเก็บชิ้นกล้ามเนื้อที่จะทดสอบเพราะการที่จะนำกล้ามเนื้อมาทดสอบจะต้องตัดมาจากร่างของศพซึ่งแพทย์จะเป็นผู้ตัดกล้ามเนื้อมาให้ โดยในครั้งนี้ได้รับตัวอย่างของกล้ามเนื้อทั้งสองชนิดมาอย่างละหนึ่งชิ้น กล้ามเนื้อ Rectus femoris จะกำหนดความยาวของการทดสอบเริ่มต้นที่ 30 มิลลิเมตร ส่วนพื้นที่หน้าตัดของกล้ามเนื้อที่มีลักษณะวงรี จะกำหนดให้มีพื้นที่หน้าตัดเป็นอย่างง่ายคือเป็นพื้นที่หน้าตัดสี่เหลี่ยมขนาด 33.2 ตารางมิลลิเมตร และกล้ามเนื้อ Gastrocnemius จะกำหนดความยาวของการทดสอบเริ่มต้นที่ 15 มิลลิเมตร ส่วนพื้นที่หน้าตัดจะกำหนดให้มีพื้นที่หน้าตัดเป็นอย่างง่ายเช่นกันคือเป็นพื้นที่หน้าตัดสี่เหลี่ยมขนาด 80 ตารางมิลลิเมตร

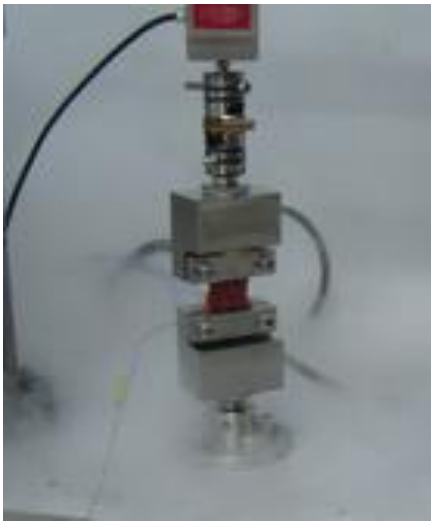
ขั้นตอนการทดสอบจะเริ่มต้นจากนำชิ้นกล้ามเนื้อที่เตรียมไว้มาติดเข้ากับตัวจับยึดชิ้นงานดังรูปที่ 5 โดยจัดวางแนวของเส้นใยกล้ามเนื้อให้อยู่ในทิศทางเดียวกับแนวการดึง จากนั้นเปิดระบบไนโตรเจนเหลวให้ไนโตรเจนเหลวไหลเวียนผ่านไปยังตัวจับยึดชิ้นงานซึ่งจะมีผลทำให้ตรงส่วนหัวของตัวจับยึดชิ้นงานมีอุณหภูมิต่ำลงแล้วรอจนกว่าอุณหภูมิจะลดลงถึง -25 องศาเซลเซียส จึงจะปิดการจ่ายของไนโตรเจนเหลวหรือเปิดในปริมาณที่น้อยลงเพื่อรักษาระดับอุณหภูมิเอาไว้ จากนั้นก็เริ่มทำการทดสอบโดยความเร็วในการดึงจะอยู่ที่ 10 มิลลิเมตรต่อวินาที



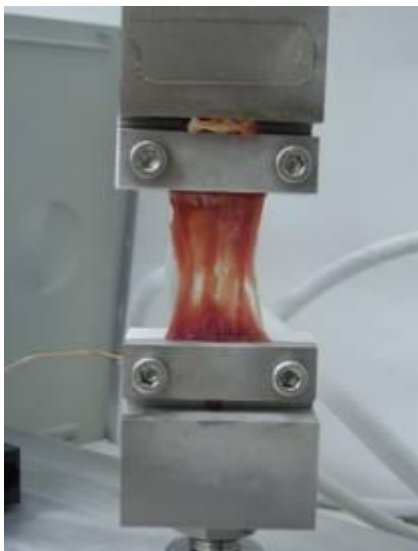
รูปที่ 5 กล้ามเนื้อที่จะนำมาทดสอบ



รูปที่ 6 การติดตั้งชิ้นกล้ามเนื้อเพื่อเตรียมการทดสอบ



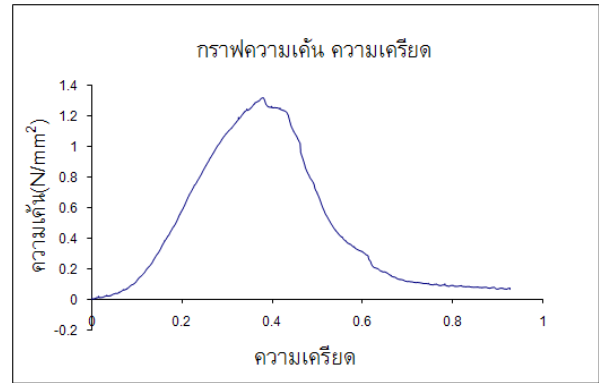
รูปที่ 7 ไนโตรเจนเหลวไหลเวียนเข้าสู่หัวจับ



รูปที่ 8 ลักษณะการขาดของชิ้นกล้ามเนื้อ

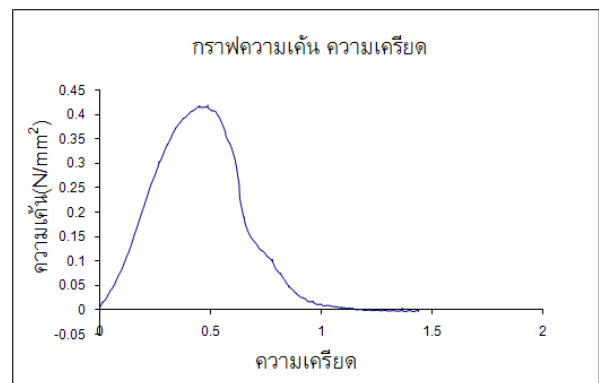
เมื่อไนโตรเจนเหลวไหลเวียนเข้าไปในอุปกรณ์จับยึดชิ้นกล้ามเนื้อ ชิ้นกล้ามเนื้อทดสอบจะมีอุณหภูมิต่ำลงโดยต้องรอให้อุณหภูมิที่ต่ำถึงค่าประมาณ -25

องศาเซลเซียส จึงจะเริ่มทดสอบ ทั้งนี้สามารถสังเกตได้จากน้ำแข็งที่เกาะอยู่บนสายไนโตรเจนเหลว จากนั้นเริ่มทำการทดสอบและสังเกตการขาดของชิ้นกล้ามเนื้อควรขาดตรงบริเวณส่วนกลางถึงจะสอดคล้องกับทฤษฎีการทดสอบวัสดุด้วยการดึง



รูปที่ 9 กราฟความเค้น ความเครียดของกล้ามเนื้อ

Rectus femoris



รูปที่ 10 กราฟความเค้น ความเครียดของกล้ามเนื้อ

Gastrocnemius

กราฟความสัมพันธ์ของความเค้นและความเครียดสำหรับกล้ามเนื้อ Rectus femoris จุดที่มีค่าความเค้นสูงสุดจะอยู่ที่ 1.28 นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร ค่าความเครียดที่ 0.36 และ สำหรับกล้ามเนื้อ Gastrocnemius จุดที่มีค่าความเค้นสูงสุดจะอยู่ที่ 0.41 นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร ค่าความเครียดที่ 0.43

ค่าความเค้นสูงสุดที่ได้จากการทดสอบจะเรียกว่าค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อ (Specific tension) ซึ่งจะต้องคำนวณให้ได้แรงค่าแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อ (Peak force) แล้วจึงนำไปใช้ในโปรแกรม AnyBody เพื่อเปลี่ยนค่าคุณสมบัติของกล้ามเนื้อให้เป็นของคนไทยโดยใช้สมการที่ (1)

$$\text{Specific tension} = \text{Peak force} / (\text{PCSA} \cdot \cos\theta) \quad (1)$$

เมื่อ θ คือ มุมของแนวการวางตัวของกล้ามเนื้อ กับแนวแรงที่มากระทำ (Pennation angle) และ PCSA คือ พื้นที่ภาคตัดขวางของกล้ามเนื้อ [2] โดยจากงานวิจัยของ Samuel R. Ward [3] กล้ามเนื้อ Rectus femoris นั้นมีค่า Pennation angle 13.9 องศา มีค่า PCSA 1350 ตารางมิลลิเมตร ส่วนกล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีค่า Pennation angle 12 องศา มีค่า PCSA 3080 ตารางมิลลิเมตร ดังนั้นจะคำนวณค่าแรงสูงสุดของกล้ามเนื้อ Rectus femoris และกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ได้เท่ากับ 1677.4 นิวตัน และ 1235.2 นิวตัน ตามลำดับ



รูปที่ 11 แนวการวางตัวของเส้นใยกล้ามเนื้อ Rectus femoris [11]

3. กระบวนการตรวจวัดทางไฟฟ้าและแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้น

ข้อมูลการตรวจวัดทางไฟฟ้าและแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้นในงานวิจัยนี้เป็นของอาสาสมัครเพศชาย อายุ 26 ปี น้ำหนัก 58 กิโลกรัม สูง 170 เซนติเมตร ทำการตรวจสอบสองอย่าง คือ การตรวจวัดทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อขณะเดินและการตรวจแรงที่ร่างกายกระทำกับพื้น

การตรวจวัดทางไฟฟ้าจะใช้แผ่นอิเล็กโทรดติดบนตำแหน่งของกล้ามเนื้อที่ต้องการตรวจวัดดังรูปที่ 12 จากนั้นให้อาสาสมัครเดินบนแผ่นแนวการเดินทาง

กำหนดไว้แล้วบันทึกค่าทางไฟฟ้า ในขณะที่เดียวกันบนแผ่นแนวการเดินทางก็จะมีแผ่นตรวจวัดแรง (Force plate) ติดตั้งอยู่ ซึ่งจะกำหนดให้อาสาสมัครเดินเหยียบลงไปบนแผ่นตรวจวัดแรงด้วย หลังจากนั้นจะนำข้อมูลทั้งสองอย่างนี้ไปใช้ในโปรแกรม AnyBody



รูปที่ 12 การติดแผ่นอิเล็กโทรด



รูปที่ 13 ตรวจวัดทางไฟฟ้าและแรงที่เท้ากระทำกับพื้นขณะเดิน

4. การจำลองการเคลื่อนไหวในท่าเดิน

งานวิจัยนี้ทำการจำลองการเคลื่อนไหวของร่างกายในท่าเดินด้วยโปรแกรม AnyBody โดยในตัว

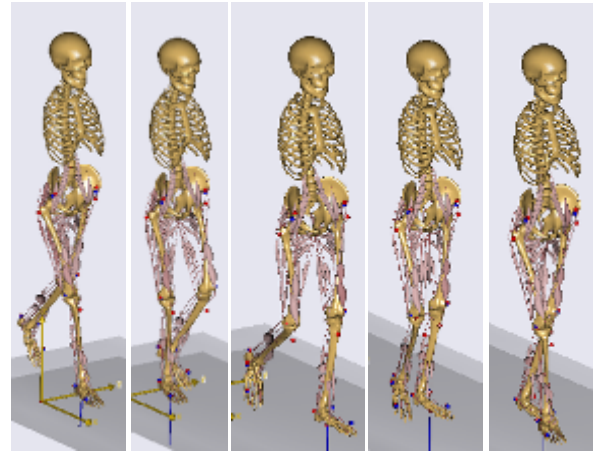
ของโปรแกรมจะมีฐานข้อมูลของโครงสร้างของกระดูก กล้ามเนื้อ และข้อต่อต่างๆ รวมทั้งคุณสมบัติของ กล้ามเนื้อต่างๆของมนุษย์ งานวิจัยนี้จะใช้โมเดลการ เดินของ Christopher L. Vaughan [9] จะมีข้อมูล เคลื่อนไหวในท่าเดินของช่วงเวลาต่างๆ มาให้แล้ว ดังนั้นจึงสามารถทำการเปลี่ยนค่าตัวแปรเฉพาะข้อมูล ของส่วนสูง น้ำหนัก แรงสูงสุดของกล้ามเนื้อ การ ตรวจวัดทางไฟฟ้า และแรงที่เท้ากระทำกับพื้นเพื่อใช้ จำลองการเคลื่อนไหวกับวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นใน กล้ามเนื้อที่ช่วงเวลาต่างๆได้

โปรแกรม AnyBody นั้นจะใช้หลักการคำนวณ โดยวิธีพลศาสตร์แบบย้อนกลับ (Inverse dynamics) คือ ใช้แรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำกับเท้าคนที่ได้จากการ ตรวจวัดมาคำนวณหาแรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อ

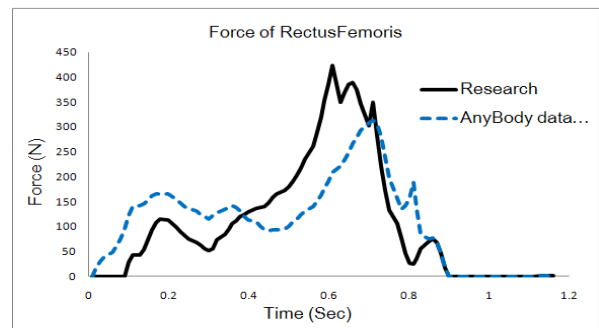
5. สรุปผลและวิจารณ์ผล

การทดสอบหาคุณสมบัติของกล้ามเนื้อได้ผล สอดคล้องตามทฤษฎี คือ ลักษณะการยึดตัวและการ ขาดของกล้ามเนื้อจะมีพฤติกรรมถูกดึงจนฉีกขาดที่ บริเวณส่วนกลางของกล้ามเนื้อดังนั้นการควบคุมการ ทดสอบน่าจะให้ผลที่ถูกต้องในเกณฑ์ที่ดี ส่วนค่าแรง ดึงจำเพาะของกล้ามเนื้อที่ได้จากการทดสอบเมื่อ เปรียบเทียบกับงานวิจัยของต่างประเทศซึ่งมีช่วงของ ค่าแรงดึงจำเพาะของกล้ามเนื้ออยู่ที่ 0.54 – 1.55 นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร [1,2] นั้นเมื่อพิจารณาที่ กล้ามเนื้อ Rectus femoris จะมีค่าอยู่ในช่วงเดียวกับ ของต่างประเทศ คือ 1.28 นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร แต่สำหรับกล้ามเนื้อ Gastrocnemius นั้นจะมีค่าที่ต่ำ กว่านั้นเนื่องจากสรีระของคนแตกต่างกัน รวมถึง กิจกรรมการทำงานที่แตกต่างกัน

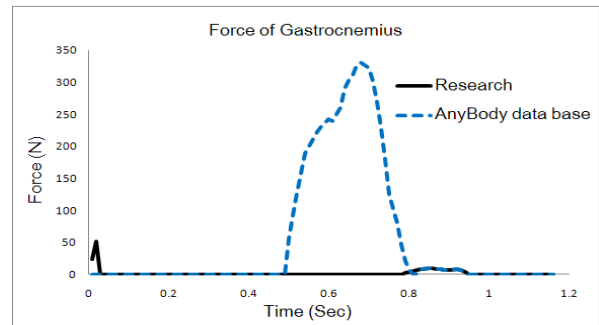
ผลจำลองการเคลื่อนไหวจะจำลองช่วงของรอบ ก้าวเดินครบหนึ่งรอบ เริ่มตั้งแต่เท้าขวายูบพื้นและ เท้าซ้ายเริ่มก้าวออกจากพื้นไปจนถึงเท้าขวาก้าวมาอยู่ บนพื้นอีกครั้ง ซึ่งโมเดลการเดินนี้ใช้เวลา 1.16 วินาที ซึ่งมีค่าอยู่ในช่วงเวลาการเดินหนึ่งรอบของคนโดย เฉลี่ย คือ 1.0 – 1.4 วินาที [9]



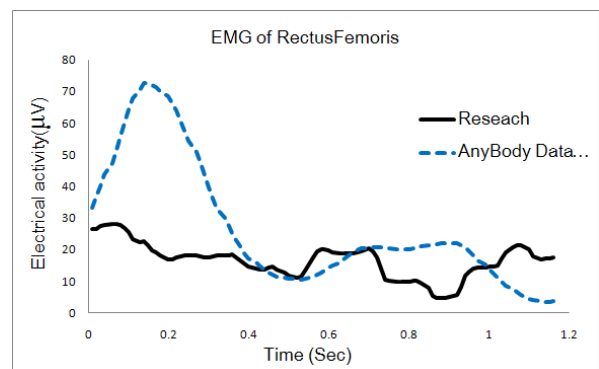
รูปที่ 14 โมเดลจำลองการเดิน



รูปที่ 15 เปรียบเทียบแรงกล้ามเนื้อ Rectus femoris



รูปที่ 16 เปรียบเทียบแรงกล้ามเนื้อ Gastrocnemius



รูปที่ 17 เปรียบเทียบการตรวจวัดทางไฟฟ้า กล้ามเนื้อ Rectus femoris

การวิเคราะห์แรงและการตรวจวัดทางไฟฟ้าในงานวิจัยนี้จะพิจารณาเฉพาะขาข้างขวา รูปที่ 15 แรงที่เกิดขึ้นภายในกล้ามเนื้อ Rectus femoris ที่ช่วงแรกของการเดินจะมีค่าต่ำเนื่องจากเท้าข้างขวายังคงสัมผัสกับพื้นอยู่ แต่พอการเดินถึงช่วงที่เท้าซ้ายเริ่มก้าวไปอยู่ด้านหน้าเท้าขวาที่ประมาณวินาทีที่ 0.4 ของการเดิน กล้ามเนื้อ Rectus femoris จะต้องออกแรงหดตัวเพื่อดึงให้ขาเหยียดตรงซึ่งจะให้ร่างกายทรงตัวอยู่ได้ ทำให้แรงที่เกิดขึ้นภายในกล้ามเนื้อมีค่าสูงขึ้นและเมื่อการเดินถึงจุดที่เท้าขวาเริ่มยกออกจากพื้นที่ประมาณวินาทีที่ 0.9 แรงที่เกิดขึ้นภายในกล้ามเนื้อจะเป็นศูนย์ เมื่อเปรียบเทียบการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากการวิจัยและจากฐานข้อมูลของโปรแกรมจะเห็นว่าแรงที่เกิดขึ้นมีช่วงการทำงานใกล้เคียงกัน

รูปที่ 16 พิจารณาแรงที่เกิดขึ้นภายในกล้ามเนื้อ Gastrocnemius จะเห็นว่าผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากการวิจัยและจากฐานข้อมูลของโปรแกรมจะมีการเกิดแรงภายในกล้ามเนื้อแตกต่างกันในช่วงวินาทีที่ 0.49 – 0.8 ซึ่งน่าจะมีสาเหตุมาจากการเคลื่อนไหวเท้าที่ต่างกัน เพราะกล้ามเนื้อ Gastrocnemius มีหน้าที่ควบคุมการเหยียดเท้า แต่ตลอดช่วงการเดินปกติจะไม่จำเป็นต้องเหยียดเท้าออกมากเหมือนกับการเล่นกีฬา เช่น ฟุตบอล ดังนั้นฐานข้อมูลจากโปรแกรมน่าจะมีท่าการเดินที่ต่างจากคนปกติ

รูปที่ 17 พิจารณาพฤติกรรมทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในกล้ามเนื้อจากการตรวจวัดทางไฟฟ้า เบื้องต้นสามารถศึกษาได้เฉพาะกล้ามเนื้อ Rectus femoris เพราะกล้ามเนื้อ Gastrocnemius ไม่มีข้อมูลการตรวจวัดทางไฟฟ้าอยู่ในฐานข้อมูลของโปรแกรม โดยค่าการตรวจวัดทางไฟฟ้าที่วินาทีที่ 0 – 0.4 ข้อมูลจากฐานข้อมูลของโปรแกรมจะมีค่ากิจกรรมทางไฟฟ้าที่มากกว่าซึ่งจะสอดคล้องกับผลของรูปที่ 14 และหลังจากวินาทีที่ 0.4 ค่ากิจกรรมทางไฟฟ้าของข้อมูลทั้งสองกลุ่มจะมีค่าใกล้เคียงกัน

ข้อจำกัดของการทดลองนี้ คือ เครื่องทดสอบนี้ไม่สามารถใช้ทดสอบชิ้นกล้ามเนื้อที่มีขนาดเล็กมากๆได้ (ชิ้นกล้ามเนื้อมีความยาวน้อยกว่า 10 มิลลิเมตร และ

พื้นที่หน้าตัดน้อยกว่า 25 ตารางมิลลิเมตร) เพราะอุปกรณ์จับยึดชิ้นกล้ามเนื้อในเบื่องต้นนั้นถูกออกแบบให้ใช้ทดสอบเส้นเอ็นข้อเข่าซึ่งมีขนาดใหญ่ และเครื่องวัดแรงดึง (load cell) ที่ใช้จะเป็นแบบช่วงวัดหยาบ ดังนั้นถ้ามีการทดสอบชิ้นเนื้อขนาดเล็กในอนาคต ควรต้องมีการปรับปรุงชุดอุปกรณ์จับยึดให้มีขนาดเล็กลง และเครื่องวัดแรง (load cell) ต้องเปลี่ยนไปใช้แบบช่วงวัดละเอียด ส่วนข้อจำกัดที่สำคัญอีกประการหนึ่ง คือ เมื่อมีการทดสอบทุกครั้งจำเป็นต้องใช้ในโตรเจนเหลวเพื่อแช่แข็งชิ้นกล้ามเนื้อก่อนทดสอบ ซึ่งมีค่าใช้จ่ายต่อครั้งค่อนข้างสูงและถ้ามีการเติมไนโตรเจนเหลวเข้าสู่ถังเก็บ จะยังทำการทดสอบไม่ได้ในทันที ต้องรอเวลาหลายชั่วโมงเพื่อความดันภายในถังถึงค่าที่กำหนดก่อนจึงสามารถใช้นิโตรเจนเหลวได้ ดังนั้นอาจต้องปรับปรุงวิธีแช่แข็งชิ้นเนื้อก่อนทดสอบเพื่อลดเวลาและค่าใช้จ่ายส่วนนี้ลง

อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้เป็นเพียงจุดเริ่มต้นของการทดสอบหาคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและวิเคราะห์แรงที่เกิดขึ้นในกล้ามเนื้อของคนไทย เนื่องจากข้อจำกัดของชิ้นกล้ามเนื้อที่จะนำมาทดสอบจึงต้องมีการทดสอบเพิ่มเติมต่อไปเพื่อให้ได้ข้อมูลที่มากขึ้น รวมถึงการวิเคราะห์แรงในกล้ามเนื้อนั้นก็ยังคงใช้โมเดลการเคลื่อนไหวจากฐานข้อมูลของโปรแกรมอยู่ ถ้าต้องการที่จะให้มีความถูกต้องแม่นยำมากขึ้นก็จำเป็นต้องจะต้องปรับเปลี่ยนข้อมูลการเคลื่อนไหวให้เป็นของอาสาสมัครแต่ละคน หรือของผู้ป่วยแต่ละคน โดยใช้เทคนิคการตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion capture) ซึ่งจะทำให้ความผิดพลาดของการวิเคราะห์ผลลดลง และสามารถศึกษาแรงของกล้ามเนื้อในท่าทางการเคลื่อนไหวแบบอื่นๆได้ในอนาคต

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ดร.พัชรี คุณคำชู อาจารย์จากภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ที่ได้เอื้อเฟื้อเอกสาร ข้อมูล และอุปกรณ์การตรวจวัดต่างๆที่เป็นประโยชน์ต่อการดำเนินงานวิจัย

ขอขอบคุณนายแพทย์บัญชา ชื่นชูจิตต์ อาจารย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ที่ได้เอื้อเฟื้อจัดหาชิ้นกล้ามเนื้อสำหรับทดสอบใช้ใน งานวิจัย

ขอขอบคุณหน่วยวิจัยกลศาสตร์การคำนวณ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ที่ได้เอื้อเฟื้อเครื่องทดสอบ กล้ามเนื้อ และโปรแกรม AnyBody ในงานวิจัย

7. เอกสารอ้างอิง

7.1 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] 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
- [3] 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
- [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

- [6] William P. Silver, R. Alexander Creighton, Ioannis K. Triantafillopoulos, Aaditya C. Devkota, Paul S. Weinholt, Spero G. Karas (2004). Thermal microdebridement does not affect the time zero biomechanical properties of human patellar tendons, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 32, December 2004, pp.1946 – 1952

7.2 บทความจากเอกสารประกอบการประชุม (Proceedings).

- [7] วงศกร ภัคดีพิณี และ วิโรจน์ ลิ้มตระการ (2552). การพัฒนาต้นแบบเครื่องทดสอบคุณสมบัติทางกลของ เอ็น, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกล แห่งประเทศไทย ครั้งที่ 23, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่
- [8] ชัญญาพันธ์ วิรุฬห์ศรี, ไพรัช ตั้งพรประเสริฐ และ ดุสิต ภัทรนิธิคุณ (2551). พลศาสตร์ของข้อต่อของ ร่างกายท่อนล่างจากการประมวลผลภาพ, การประชุม วิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 22, มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต จังหวัดปทุมธานี

7.3 หนังสือ

- [9] 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.
- [10] Jeffrey R. Cram, Glenn S. Kasman (1998). *Introduction to surface electromyography*, ISBN: 0-8342-0751-6, Jane Colilla, USA
- [11] สนั่น สุขวัจน์ และคณะ (2523), กายวิภาคศาสตร์ และสรีระวิทยา, กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์อักษรสัมพันธ์
- [12] The AnyBody Modeling System™, AnyBody Technology Inc (2007). Software features URL: <http://www.anybodytech.com>, access on 01/06/2010