

ระบบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อเนื้อร่วมกับ Zigbee สำหรับข้อเข่าเทียม Zigbee-based sEMG monitoring system for Above Knee Prostheses

สุวลิต ชูปรีดา¹ ปรการเกียรติ ยังกง^{1*}

¹ สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์หน่วยสนาม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ท่าพระ กรุงเทพฯ 10140

โทร 0-2470-9718 โทรสาร 0-2470-9691 *อีเมล youngkong@fibo.kmutt.ac.th

Suwalit Choo-preeda¹, Prakarnkiat Youngkong^{1*}

¹ Institute of Field roBotics, King Mongkut's University of Technology Thonburi,
Thungkru, Bangkok, 10140, Thailand

Tel: 0-2470-9718, Fax: 0-2470-9691, *E-mail: youngkong@fibo.kmutt.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ออกแบบและพัฒนากระบวนการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อโดยประยุกต์ใช้เทคโนโลยีไร้สาย เพื่อแก้ไขข้อจำกัดในการส่งข้อมูลผ่านสายสัญญาณและความไม่สะดวกของการวัดสัญญาณในผู้ป่วยหรือผู้พิการ โดยมุ่งประเด็นไปที่การใช้สัญญาณกล้ามเนื้อควบคุมการปรับอัตราของข้อเข่าเทียมที่สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนามได้วิจัยและสร้างขึ้น ผู้วิจัยเลือกใช้ Zigbee RF Module เพราะเป็นอุปกรณ์สื่อสารไร้สายที่มีอัตราการสิ้นเปลืองพลังงานต่ำ มีราคาประหยัดและมีความง่ายของการส่งสัญญาณเหมาะสมกับการใช้งานทางการแพทย์ โดยทำการทดลองวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ Vastus Medialis, Rectus Femoris ที่บริเวณ Quadriceps และกล้ามเนื้อ Biceps Femoris ที่บริเวณ Hamstrings ของคนปกติ ระบบวัดสัญญาณนี้ประกอบด้วย Transmitted Unit, Received Unit และ Monitoring Unit ค่า Repeatability ของระบบที่ทำการวัดสัญญาณจากมัดกล้ามเนื้อทั้งสามมีความมากกว่าและเท่ากับร้อยละ 95 แสดงให้เห็นความน่าเชื่อถือของระบบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อนี้ไปใช้กับข้อเข่าเทียม

1. บทนำ

การตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ นอกจากถูกนำไปใช้ในการศึกษา ลักษณะการเคลื่อนไหวร่างกายของสิ่งมีชีวิตแล้ว ยังสามารถนำไปใช้ควบคุมการทำงานของระบบที่ต้องการ โดยอาศัยสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากการหดและการคลายตัวของกล้ามเนื้อมัดต่างๆ ที่ทำให้ร่างกายเกิดการเคลื่อนไหว งานวิจัยนี้ได้ออกแบบและสร้างระบบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อบนผิวหนัง (Surface Electromyography, sEMG) ซึ่งเป็นการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อประเภทหนึ่งที่ไม่ได้ตรวจวัดศักย์ไฟฟ้าโดยตรงจากกล้ามเนื้อ แตกต่างจากการใช้อิเล็กโทรดแบบเข็ม ข้อดีของเทคนิคนี้ คือ การวัดสัญญาณไม่ทำให้ผู้ใช้รู้สึกเจ็บเหมือนกับการวัดสัญญาณ

โดยใช้อิเล็กโทรดแบบเข็ม เพราะอิเล็กโทรดจะได้รับการติดตั้งให้อยู่บนผิวหนังเท่านั้น

โดยปกติอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณกล้ามเนื้อจะส่งสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากอิเล็กโทรดผ่านสายสัญญาณไปยังส่วนขยายขนาดของสัญญาณและกรองสัญญาณรบกวนออก ซึ่งทำให้เกิดข้อจำกัดด้านระยะทางของสายสัญญาณหรือการตรวจวัดสัญญาณในท่าทางที่แพทย์ต้องการเพื่อดูการตอบสนองของสัญญาณกล้ามเนื้อในกรณีของผู้ป่วยหรือผู้พิการ

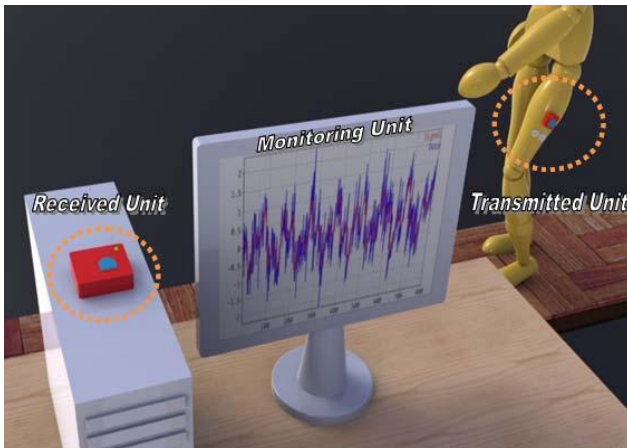
จากประเด็นปัญหาดังกล่าว เทคโนโลยีไร้สายจึงเป็นทางเลือกหนึ่งของการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อในผู้ป่วยหรือผู้พิการที่สามารถทำได้โดยการส่งสัญญาณไฟฟ้าที่วัดได้จากอิเล็กโทรดไปยังหน่วยรับสัญญาณของอุปกรณ์สื่อสารไร้สายที่ติดตั้งอยู่กับคอมพิวเตอร์หรือหน่วยประมวลผลต่างๆ ผ่านสัญญาณวิทยุ เช่น งานวิจัยของ Steyaert [1] ที่ใช้วงจรกรองความถี่สูงผ่านที่ 2 เฮิร์ตซ์ เพื่อขจัดความถี่ต่ำและใช้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านที่ 200 เฮิร์ตซ์ ใช้ Motorola 68HC11 Microcontroller ซึ่งมีพอร์ตแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล 8 ช่อง พร้อมกับช่องต่อสัญญาณแบบอนุกรม ที่มีส่วนสื่อสารไร้สายแบบอินฟราเรด ส่วนสื่อสารไร้สายนี้แตกต่างจากงานวิจัยของ Ohyama [2] และ Tam [3] ที่ใช้การส่งสัญญาณไร้สายแบบอนาล็อก ที่มีการกล้ำสัญญาณข้อมูลไปกับสัญญาณวิทยุช่วงความถี่หนึ่งแล้วส่งไปยังหน่วยรับสัญญาณ ที่แปลงสัญญาณจากอนาล็อกไปเป็นดิจิทัลในภายหลัง ซึ่งแตกต่างจากงานวิจัยแรก ที่การส่งสัญญาณไร้สายจะต้องทำการแปลงสัญญาณจากอนาล็อกให้เป็นดิจิทัลก่อนแล้วจึงทำการส่งข้อมูล ข้อดีคือ สามารถส่งข้อมูลได้อย่างรวดเร็ว และทำให้วงจรวัดสัญญาณกล้ามเนื้อมีขนาดเล็ก เนื่องจากส่วนที่ทำการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลติดตั้งอยู่ที่ส่วนประมวลผลแทน แต่มีข้อเสีย คือ สัญญาณรบกวนจากสัญญาณวิทยุที่มีการเปิดให้ใช้งานโดยทั่วไป

ปัญหาการสิ้นเปลืองพลังงานไฟฟ้าเกิดขึ้นทันทีที่มีการใช้ระบบสื่อสารไร้สายเมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคการส่งสัญญาณโดยใช้สาย เนื่องจากระบบสื่อสารไร้สายมีหน่วยส่งสัญญาณที่ต้องใช้แหล่งจ่ายพลังงานไฟฟ้าโดยเฉพาะ ซึ่งต้องเคลื่อนที่ไปกับผู้ป่วยหรือผู้พิการได้ ดังนั้น อุปกรณ์สื่อสารไร้สายที่มีอัตราการใช้พลังงานไฟฟ้าที่ต่ำกว่าแบบอื่นๆ จึงเป็นตัวเลือกที่ควรนำมาประยุกต์ใช้ งานวิจัยนี้เลือกใช้ Zigbee RF Module ซึ่งเป็นอุปกรณ์สื่อสารไร้สายประเภทหนึ่งที่มีอัตราการสิ้นเปลืองพลังงานไฟฟ้าต่ำ Dagtas [4] ได้นำ Zigbee มาใช้กับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของระบบเฝ้าระวังสุขภาพ เพื่อการเปลี่ยนแปลงการเดินของหัวใจ

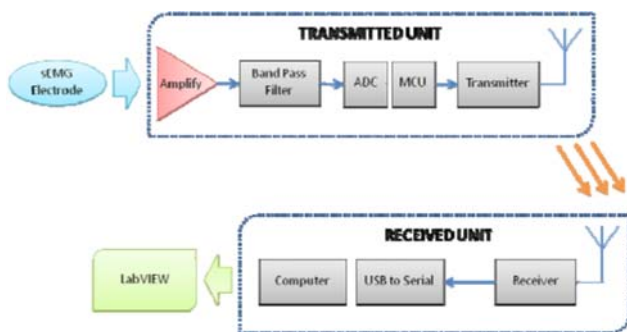
งานวิจัยนี้เสนอทางเลือกในการนำไปประยุกต์ใช้กับอุปกรณ์เทียมต่างๆ ที่สามารถใช้สัญญาณกล้ำเนื้อกับระบบควบคุม เช่น ข้อเข่าเทียมแบบปรับอัตราแรงงัดที่สถาบันวิทยาการหุ่นยนต์ภาคสนาม ใต้วิจัยและพัฒนาขึ้น โดยนำสัญญาณกล้ำเนื้อบนผิวหนังไปใช้ปรับความแรงของข้อเข่าเทียมให้เกิดความเหมาะสมกับการเดิน เพื่อให้ท่าเดินของผู้ใช้เป็นธรรมชาติมากขึ้น

2. ภาพรวมและส่วนประกอบของระบบ

2.1 ภาพรวมของระบบ



รูปที่ 1 แสดงภาพรวมของระบบ



รูปที่ 2 แสดงรายละเอียดการทำงานของระบบ

ระบบวัดสัญญาณกล้ำเนื้อไร้สายดังแสดงในรูปที่ 2 ประกอบด้วย

(1) Transmitted Unit ทำหน้าที่รับสัญญาณกล้ำเนื้อจากอิเล็กโทรดที่ติดตั้งอยู่บนผิวหนังเข้ามาแล้วปรับขยายขนาดและกรองสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณกล้ำเนื้อ พร้อมกับแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล ก่อนที่จะส่งต่อไปยัง Received Unit ด้วยเทคนิคไร้สาย

(2) Received Unit เป็นส่วนที่รับสัญญาณจาก Transmitted Unit เข้ามายังคอมพิวเตอร์ผ่านทางพอร์ตอนุกรม

(3) Monitoring Unit ทำหน้าที่แปลงข้อมูลที่ได้รับเข้ามาให้สามารถแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ที่พัฒนาขึ้นด้วยโปรแกรม LabVIEW



รูปที่ 3 แสดง Transmitted Unit

2.2 Transmitted Unit

เป็นส่วนที่ติดตั้งอยู่กับผู้ป่วยหรือผู้พิการขณะทำการวัดสัญญาณกล้ำเนื้อ ประกอบด้วย Zigbee RF Module วงจรขยายสัญญาณ วงจรกรองความถี่ผ่าน ไมโครคอนโทรลเลอร์ และวงจรสำหรับจัดการพลังงานไฟฟ้า



รูปที่ 4 แสดง Xbee-PRO ของ Digi International Inc. [5]

การสื่อสารไร้สายระหว่าง Transmitted Unit กับ Received Unit ใช้ Xbee-PRO ของ Digi International Inc. ที่สื่อสารในย่านความถี่ ISM 2.4 จิกะเฮิรตซ์ เพื่อให้ระบบที่ได้รับการออกแบบมีอัตราการสิ้นเปลืองพลังงานต่ำ ราคาถูกและมีย่านความถี่ของการส่งสัญญาณที่เหมาะสมกับการใช้งานทางการแพทย์ ซึ่งมีระยะในการส่งข้อมูลผ่านสายอากาศที่ 100 เมตรด้วยกำลังส่ง 60 มิลลิวัตต์ โดยมีอัตราการรับส่งข้อมูลผ่านพอร์ตอนุกรม (Baud Rate) ตั้งแต่ 1,200 – 115,200 บิตต่อวินาที ซึ่งเพียงพอกับงานวิจัยนี้ ที่มี Baud Rate เท่ากับ 115,200 บิตต่อวินาที

สัญญาณกล้ามเนื้อบนผิวหนังที่อ่านค่าจากอิเล็กทรอนิกส์ได้รับการปรับขยายขนาดด้วยวงจรขยายสำหรับการวัดคัม INA128 ของ Texas Instruments ที่ทำงานในโหมด AC-Coupled ซึ่งมีอัตราขยายสัญญาณ (A_V) 500 เท่า และสามารถปรับค่า A_V ได้จาก อินพุตอิมพีแดนซ์, R_G ดังแสดงในสมการที่ (1) เพื่อตัดสัญญาณรบกวนที่เป็นแรงดันคงที่ออกไปเพื่อให้มีความถี่ขอบเขต f_C เท่ากับ 1.59 เฮิรตซ์ วิธีการนี้ทำให้สัญญาณรบกวนจากเส้นฐานก่อนการวัดมีค่าลดลง

$$A_V = 1 + \left(50 \times 10^3 / R_G \right) \quad (1)$$

ประยุกต์ใช้ OPA2228 กับวงจรขยายสำหรับการวัดคัมเพื่อลดสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้าสถิตที่มีผลทำให้เกิด Baseline Noise ที่มีความถี่เท่ากับ 50 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นสัญญาณ Common-mode Input Voltage ที่เกิดจากสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าจากความถี่ของระบบสายส่งไฟฟ้าที่มีอยู่ในบริเวณการทดสอบ และมีผลกระทบกับการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อเนื้อ เพราะสัญญาณกล้ามเนื้อขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับสัญญาณรบกวนดังกล่าว อีกทั้งร่างกายมนุษย์ยังสามารถนำไฟฟ้าได้เป็นอย่างดี

วงจรกรองความถี่ผ่านไฮ้อปแอมป์ที่มีความแม่นยำสูงหมายเลข OPA4228 ทำหน้าที่เป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่านแบบ Active ที่เป็น Sallen-key ซึ่งเป็นวงจรไฮ้อปแอมป์ลำดับที่สองที่มีราคาประหยัดเนื่องจากไฮ้อปแอมป์เพียงตัวเดียวร่วมกับอุปกรณ์เพียงงาน 4 ตัวในการปรับค่า $f_{C,HP}$ และยังสามารถปรับค่า $A_{V,HP}$ ได้จากอุปกรณ์เพียงงาน เพียง 2 ตัว ทำให้ได้วงจรไฮ้อปแอมป์ลำดับที่สองที่มีค่า $f_{C,HP} = 10$ เฮิรตซ์ และค่า $A_{V,HP} = 10$ เท่า เชื่อมต่อเข้ากับวงจรกรองความถี่ต่ำผ่านแบบ Passive ลำดับที่สองที่มีค่า $f_{C,LP} = 482.3$ เฮิรตซ์ เป็นผลให้ $A_{V,LP} = 0.5$ เท่า ประกอบเข้าด้วยกันเป็นวงจรกรองความถี่ผ่านและเชื่อมต่อกับวงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส เพื่อทำการขยายสัญญาณทั้งหมดภายหลังจากที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณรบกวนทั้งหมด ทำให้ค่า $A_{V,O} = 6$ เท่า (สามารถปรับได้มากที่สุดที่ 20 เท่า) และทำให้ค่า $A_{V,Total}$ ของระบบการวัดสัญญาณกล้ามเนื้อไร้สายมีค่าเท่ากับ 1500 เท่า ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 2

$$A_{V,Total} = A_V \times A_{V,HP} \times A_{V,LP} \times A_{V,O} \quad (2)$$

ในส่วนของการแปลงสัญญาณอนาล็อกให้เป็นสัญญาณดิจิทัล (ADC) เลือกใช้จากไมโครคอนโทรลเลอร์ dsPIC30F3012-16bits ที่มี ADC Module ขนาด 12bits และใช้อัตราในการสุ่มสัญญาณอนาล็อกที่ 1350 ตัวอย่างต่อวินาที เพื่อให้เป็นไปตาม Nyquist Rate ซึ่ง dsPIC30F3012 สามารถส่งข้อมูลที่เป็นดิจิทัลจาก ADC Module มายัง Zigbee RF Module เพื่อทำการส่งสัญญาณไร้สายผ่านทาง U1ATX และ U1ARX ของไมโครคอนโทรลเลอร์

ภายในแหล่งจ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับวงจร ประยุกต์ใช้การรวดเสมือนจาก Lithium Ion 3.7 โวลต์ 2 ก้อน ที่เชื่อมต่อกันแบบอนุกรมเพื่อให้ได้ความต่างศักย์ไฟฟ้าเท่ากับ +/- 3.7 โวลต์ และใช้จ่ายพลังงาน

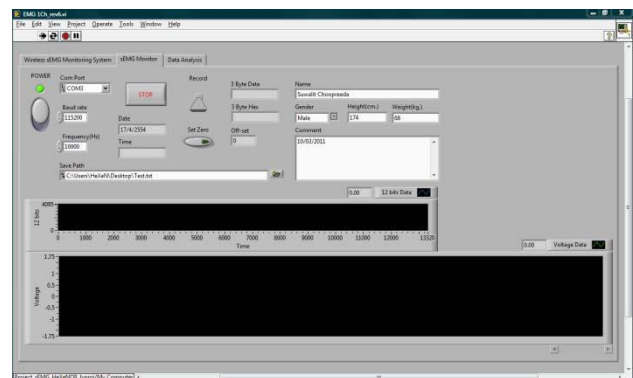
ให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ผ่าน LM1117 ที่เป็น Low-dropout Linear Regulator โดยตำแหน่งที่แบตเตอรี่ทั้งสองเชื่อมต่อกันเป็นกราวด์เสมือนให้กับวงจรขยายสัญญาณและกรองสัญญาณรบกวน ในขณะที่ TLE2426-EP ที่นำมาเชื่อมต่อกับแบตเตอรี่ทั้ง 2 ก้อน ทำหน้าที่ปรับแรงดันของแบตเตอรี่ให้มีค่าเท่ากัน เป็นการจัดสรรพลังงานให้มีอัตราการใช้พลังงานไฟฟ้าที่ลดลง และทำการเชื่อมต่อเข้ากับ LM1117 เพื่อลดขนาดแรงดันไฟฟ้าให้มีขนาดเท่ากับ 5 โวลต์

2.3 Received Unit

ทำหน้าที่รับสัญญาณไร้สายที่ส่งมาจาก Transmitted Unit ด้วย Zigbee RF Module โดยมี Zigbee อีกตัวหนึ่งทำหน้าที่รับสัญญาณไร้สาย และส่งผ่านข้อมูลดังกล่าวเข้าสู่คอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผล ซึ่ง Zigbee จะส่งข้อมูลที่รับออกมาทาง DOUT และ DIN เพื่อใช้ในการติดต่อสื่อสารกับคอมพิวเตอร์ผ่านวงจร USB to Serial ที่แปลงข้อมูลก่อนเข้าคอมพิวเตอร์ทางพอร์ตอนุกรม

2.4 Monitoring Unit

ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณกล้ามเนื้อและแสดงค่าให้กับผู้ใช้ผ่านโปรแกรม LabVIEW ที่สร้างขึ้นเป็นส่วนต่อประสานกราฟฟิคกับผู้ใช้

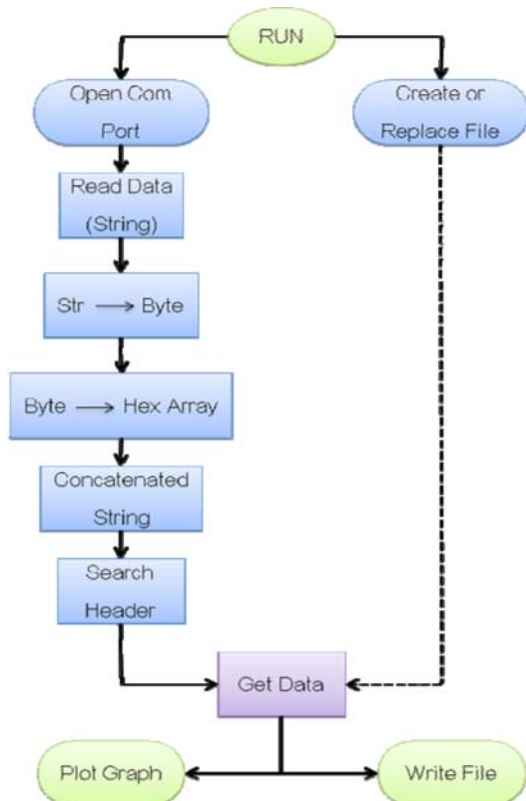


รูปที่ 5 แสดงส่วนต่อประสานกราฟฟิคกับผู้ใช้

โปรแกรมรับข้อมูลที่ส่งผ่านเข้ามามีการทำงานดังแสดงในรูปที่ 6 สามารถเฝ้าสังเกตสัญญาณกล้ามเนื้อได้แบบ Real Time และเก็บบันทึกข้อมูลของสัญญาณกล้ามเนื้อเป็นไฟล์ .txt

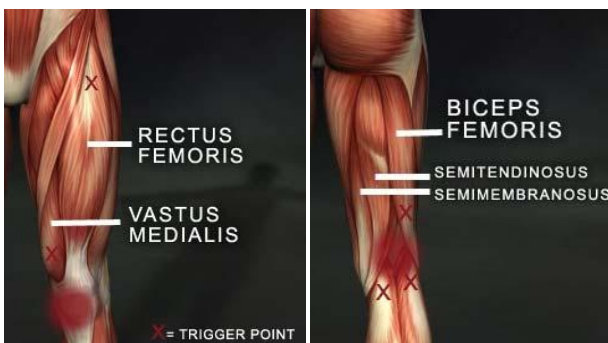
3. วิธีการทดลอง

กำหนดให้ผู้เข้าร่วมทำการทดลองที่มีสภาพร่างกายปกติเดินบนเครื่องออกกำลังกายแบบสายพานลู่วิ่งด้วยความเร็วปกติเป็นระยะทางครั้งละ 100 เมตร ทั้งหมด 3 ครั้ง โดยให้พักก่อนภายหลังการเดินแต่ละครั้งเป็นเวลา 5 นาที ก่อนทำการเดินครั้งต่อไป เพื่อไม่ให้กล้ามเนื้อเกิดการล้า ติดตั้งอิเล็กโทรดบนมัดกล้ามเนื้อ Vastus Medialis, Rectus Femoris ที่อยู่บริเวณ Quadriceps ดังแสดงในรูปที่ 7(a) และกล้ามเนื้อ Biceps Femoris ที่อยู่บริเวณ Hamstrings ดังแสดงในรูปที่ 7(b) ก่อนเริ่มต้นการทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 8

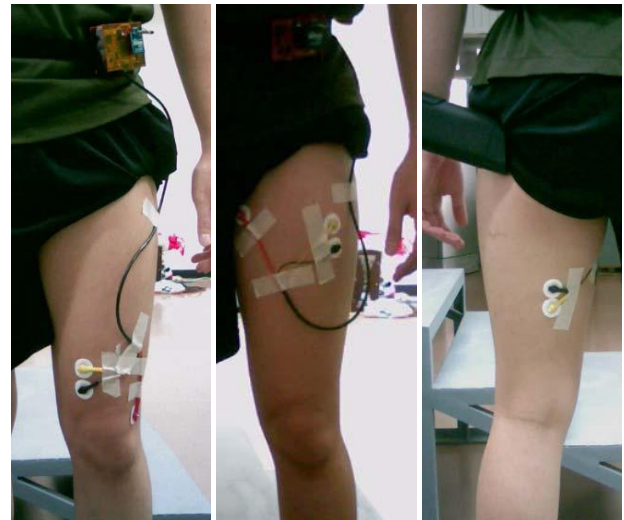


รูปที่ 6 แสดงการทำงานของโปรแกรม LabVIEW ก่อนแสดงผลและบันทึกเป็นไฟล์ .txt

นำสัญญาณกล้ามเนื้อที่วัดได้จากมัดกล้ามเนื้อทั้งสามมาทำ Rectification และนำค่าสูงสุดของสัญญาณที่เกิดขึ้นในแต่ละรอบการเดินซึ่งเป็นตำแหน่งที่กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวมากที่สุดมาคำนวณหาค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน แล้วจึงนำไปคำนวณหาค่าสภาวะทำซ้ำได้หรือ Repeatability โดยในงานวิจัยนี้คำนวณค่าสภาวะทำซ้ำได้จากสมมุติฐานที่ว่าความแตกต่างของข้อมูลร้อยละ 95 มีค่าน้อยกว่าสองเท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเมื่อเทียบจากค่าเฉลี่ย [6]

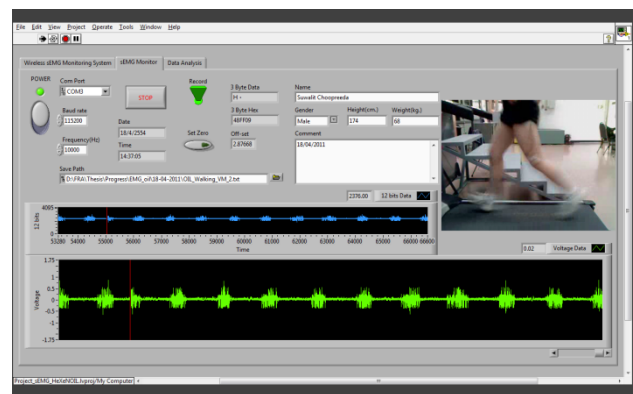


รูปที่ 7 แสดงตำแหน่งของมัดกล้ามเนื้อสำคัญบริเวณ Quadriceps และ Hamstrings [7]



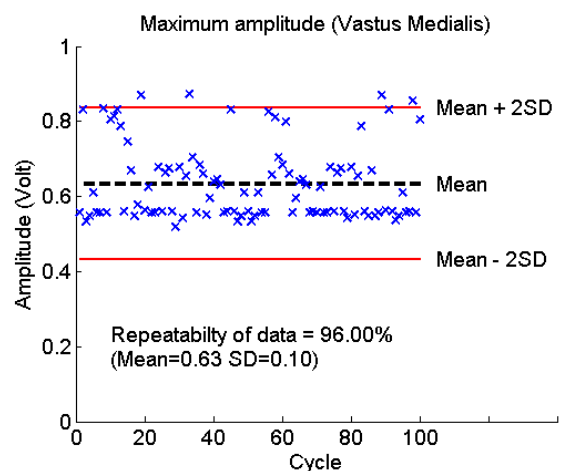
(a) (b) (c)
รูปที่ 8 แสดงตำแหน่งการติดตั้งอิเล็กโทรด

4. ผลการทดลอง

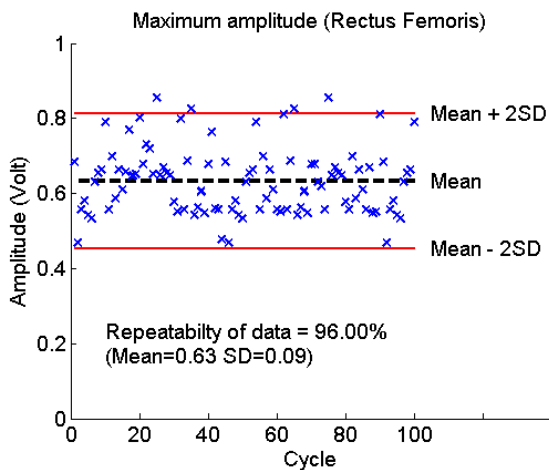


รูปที่ 9 แสดงส่วนต่อประสานกราฟฟิคกับผู้ใช้ขณะทำการทดลอง

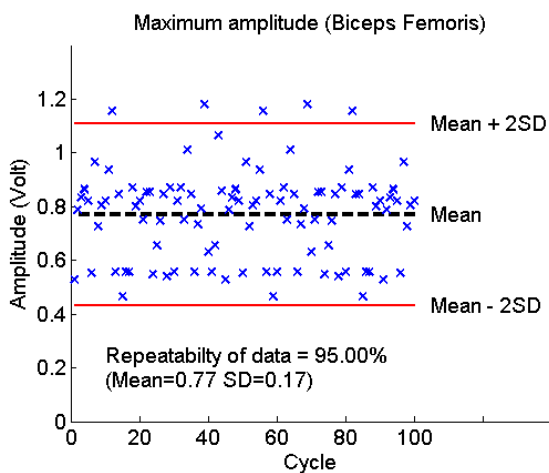
ค่าสัญญาณกล้ามเนื้อแบบ Real Time ที่ได้จากการทดลองแสดงในรูปที่ 9 และคำนวณหาค่าสภาวะทำซ้ำได้ดังแสดงในรูปที่ 10-12



รูปที่ 10 แสดงค่าสภาวะทำซ้ำได้ของกล้ามเนื้อ Vastus Medialis



รูปที่ 11 แสดงค่าสภาวะท่าเข้าได้ของกล้ามเนื้อ Rectus Femoris



รูปที่ 12 แสดงค่าสภาวะท่าเข้าได้ของกล้ามเนื้อ Biceps Femoris

5. สรุป

ค่าสภาวะท่าเข้าที่ได้ คำนวณจากการทดลองของมัดกล้ามเนื้อสำคัญทั้งสามที่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการเดินมีค่ามากกว่าร้อยละ 95 แสดงให้เห็นว่าระบบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อที่สร้างขึ้นสามารถรับส่งสัญญาณกล้ามเนื้อของมัดกล้ามเนื้อสำคัญของขาที่นอนบนที่เกี่ยวกับการเดินได้อย่างมีประสิทธิภาพ

การนำระบบวัดสัญญาณกล้ามเนื้อไปประยุกต์ใช้กับการควบคุมความหน่วงของข้อเข่าเทียมจึงเป็นทางเลือกหนึ่งของการใช้สัญญาณกล้ามเนื้อซึ่งเป็นสัญญาณชีวภาพที่ร่างกายสร้างขึ้นเพื่อใช้ในการควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยตรงให้เกิดประโยชน์สูงสุด

6. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจากสำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งชาติ (สวทช.), ศูนย์สิทธิบัตรเพื่อการพัฒนาทางเทคโนโลยีแห่งชาติ, โครงการส่งเสริมการวิจัยในอุดมศึกษาและการพัฒนามหาวิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ ของสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา, ศูนย์ประสานงานนักเรียนทุนรัฐบาลทางด้านวิทยาศาสตร์

และเทคโนโลยี กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ปีงบประมาณที่ได้รับทุน ปีงบประมาณ 2552 ทางคณะผู้วิจัยจึงใคร่ขอขอบพระคุณ มา ณ โอกาสนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Steyaert, M., Gogaert, S., Van Nuland, T., and Sansen, W., 1991. A Low-power portable telemetry system for eight channel EMG measurements. *Medicine and Biology Society*, Vol. 13, No. 4, pp. 1711-1712.
- [2] Ohyama, M., Tomita, Y., Honda, S., Uchida, H., and Matsuo, N., 1996. Active wireless electrodes for surface electromyography. *Medicine and Biology Society*, Vol. 1, pp. 295-296.
- [3] Tam, W., Allen, R.H., Hoe, Y.S.G., Huang, S., Khoo, I.-J., Outland, K.E., and Gurewitsch, E.D., 2004. A wireless device for measuring hand-applied forces. *Medicine and Biology Society*, Vol. 1, pp. 2121-2124.
- [4] Dagtas, S., Pekhteryev, G., and Sahinoglu, Z., 2007. Multi-Stage Real Time Health Monitoring via ZigBee in Smart Homes. *Advanced Information Networking and Applications Workshops*, Vol. 2, pp. 782-786.
- [5] Digi International Inc.
<http://www.digi.com/products/wireless/point-multipoint/xbec-pro-series1-module.jsp> (accessed in 2011).
- [6] Bland, J.M., and Altman, D.G., 1987. Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. *Biochimica Clinica*, Vol.11, pp.399-404.
- [7] Real bodywork. <http://www.deptissue.com> (accessed in 2009).