

ความน่าเชื่อถือของการประเมินโดยใช้ surface electromyography ในกล้ามเนื้อ lumbar multifidus และกล้ามเนื้อ internal oblique ขณะทำ sub-maximal voluntary muscle contraction ในอาสาสมัครสุขภาพดี

พัฒนสิน อารีอุดมวงศ์¹, รุ่งกัญญา พันธุเมธากุล^{2*}, นฤมล สีลาอุวัฒน์³

บทคัดย่อ

Surface electromyography (sEMG) เป็นวิธีการที่ปลอดภัยและมีความแม่นยำสูงในการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อโดยตัวประเมินที่สำคัญของเครื่องมือชนิดนี้ คือ sub-maximal voluntary muscle contractions (sub-MVC) ซึ่งเป็นตัวประเมินที่มีค่าความน่าเชื่อถือที่อยู่ในระดับสูง อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาที่ผ่านมา ยังไม่มีการศึกษาใดที่รายงานเกี่ยวกับความน่าเชื่อถือของการประเมินด้วย sub-MVC ของกล้ามเนื้อลำตัวในประชากรไทยโดยใช้ sEMG การศึกษานี้จึงต้องการศึกษาถึงความน่าเชื่อถือของการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว (trunk muscle activation) สองมัด คือ กล้ามเนื้อ lumbar multifidus (LM) และ internal oblique (IO) ทั้งด้านซ้ายและด้านขวา โดยใช้ sEMG ขณะทำ sub-MVC เพื่อประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อเหล่านี้ จำนวน 3 ครั้ง ในอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 10 คน (ชาย 5 คน หญิง 5 คน) ซึ่งมีการประมาณค่า Intraclass correlation coefficients (ICC) และ standard error of measurement as a percentage of grand mean (% SEM) ของกล้ามเนื้อดังกล่าว ผลการศึกษาพบว่า กล้ามเนื้อ LM ด้านซ้ายมีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.99 (0.98-1.00), ค่า % SEM เท่ากับ 1.06 กล้ามเนื้อ LM ด้านขวามีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.99 (0.98-1.00), ค่า % SEM เท่ากับ 1.07 กล้ามเนื้อ IO ด้านซ้ายมีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.96 (0.93-0.99), ค่า % SEM เท่ากับ 3.42 และกล้ามเนื้อ IO ด้านขวามีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.99 (0.98-1.00), ค่า % SEM เท่ากับ 2.33 ดังนั้นการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ด้วยวิธี sub-MVC โดยใช้ sEMG จึงเป็นวิธีการที่มีความน่าเชื่อถือสูง ซึ่งเหมาะแก่การทดสอบหรือการประเมินที่ต้องเสร็จสิ้นภายในวันเดียวกัน

คำสำคัญ: ความน่าเชื่อถือ, การหดตัวที่ต่ำกว่าแรงหดตัวสูงสุดของกล้ามเนื้อ, เครื่องวัดสัญญาณศักย์ไฟฟ้ากล้ามเนื้อ

¹ หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

² สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

³ สาขาวิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

* ผู้รับผิดชอบบทความ

Reliability of surface electromyography measurement on lumbar multifidus muscles and internal oblique muscles during sub-maximal voluntary muscle contraction in healthy Thai participants

Pattanasin Areeudomwong¹, Rungthip Puntumetakul^{2*}, Naruemon Leelayuwat³

Abstract

Surface electromyography (sEMG) is a non-invasive method with high accuracy to investigate the muscle activation. The common outcome measurement of this method is sub-maximal voluntary muscle contraction (sub-MVC). sEMG has been shown high reliability in measuring trunk muscle. However, no study reports the reliability of sub-MVC measurement of sEMG in trunk muscles of Thai population. The aim of this study was to investigate the reliability of sEMG measurement for lumbar multifidus muscles (LM) and internal oblique muscles (IO) during sub-maximal voluntary muscle contraction. Subjects were 10 healthy Thai participants (5 males, 5 females). sEMG of each LM and IO muscle was measured 3 times on both sides. Intraclass correlation coefficients (ICC) and standard error of measurement as a percentage of grand mean (% SEM) were estimated. The results showed that there were very high reliability of left lumbar multifidus muscle (ICC mean 0.99; ICC range 0.98-1.00; % SEM = 1.06), right lumbar multifidus muscle (ICC mean 0.99; ICC range 0.98-1.00; % SEM = 1.07), left internal oblique muscle (ICC mean 0.96; ICC range 0.93-0.98; % SEM = 3.42) and right internal oblique muscle (ICC mean 0.99; ICC range 0.98-1.00; % SEM = 2.33). We conclude that surface electromyography is a reliable device that can be used to investigate the lumbar multifidus muscles and internal oblique muscles during sub-maximal voluntary muscle contraction.

Keywords: Reliability, Sub-maximal voluntary muscle contraction, Surface electromyography

¹ Physical Therapy Program, Graduate School, Khon Kaen University

² Department of Physical Therapy, Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University

³ Department of Physiology, Faculty of Medicine, Khon Kaen University

* Corresponding author (e-mail: rungthip45@yahoo.com)

บทนำ

อาการปวดหลังส่วนล่างเป็นปัญหาสำคัญที่คุกคามความ สะดวกสบายในการทำงานของประชากรวัยแรงงานทั้ง ในประเทศเกษตรกรรมและประเทศอุตสาหกรรม⁽¹⁾ สาเหตุ หนึ่งของอาการดังกล่าวเป็นผลมาจากความบกพร่องในการ ทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว⁽²⁾ ในปัจจุบันมีความนิยมในการใช้ เครื่อง surface electromyography (sEMG) เพื่อประเมิน การทำงานของกล้ามเนื้อลำตัว⁽³⁾ ได้แก่ กล้ามเนื้อ lumbar multifidus (LM) และกล้ามเนื้อ internal oblique (IO) ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่มีบทบาทสำคัญต่อท่าทางที่อยู่นิ่ง (static postures)⁽⁴⁾ และท่าทางที่มีการเคลื่อนไหว (dynamic postures) โดยการประเมินกล้ามเนื้อด้วยเครื่องมือดังกล่าวสามารถ ปฏิบัติและนิยมใช้กันอย่างแพร่หลายทั้งในคนปกติและผู้ที่มี ภาวะโรคต่างๆ เช่น ผู้ที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง⁽⁵⁾ เป็นต้น

โดยความเป็นจริงแล้ว ประสิทธิภาพของกล้ามเนื้อลำตัว แต่ละบุคคลมีความแตกต่างกัน เมื่อมีการประเมินการทำงาน ของกล้ามเนื้อจะไม่สามารถนำมาเปรียบเทียบกันได้เพราะฉะนั้น กระบวนการของ EMG normalisation จึงเป็นการรายงาน ถึงการทำงานของกล้ามเนื้อที่คิดเป็นค่าร้อยละของการหดตัว ของกล้ามเนื้อภายใต้เงื่อนไขของการประเมินเพื่อให้สามารถ เปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อระหว่างบุคคลได้^(3,6) ซึ่งกระบวนการดังกล่าวสามารถแบ่งออกเป็น 2 วิธี คือ การทำ maximal voluntary muscle contraction (MVC) และการ ทำ sub-maximal voluntary muscle contraction (sub-MVC) แต่ที่ได้รับความนิยมใช้ในวงการวิทยาศาสตร์การแพทย์ คือ การทำ sub-MVC เนื่องจากสามารถประยุกต์วิธีการนี้ได้ทั้ง กับบุคคลปกติและผู้ที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง^(4,7-8) และพบว่า มีความไว (sensitivity) ที่สูงในการประเมินกิจกรรมที่ต้องใช้ การทำงานของกล้ามเนื้อในระดับต่ำ (low level of muscle activity) เช่น การนั่ง การเดิน ที่มากกว่า MVC⁽⁷⁾ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ ได้เปรียบเทียบความน่าเชื่อถือในการประเมิน การทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวด้วย EMG ขณะทำ MVC และ sub-MVC ในอาสาสมัครปกติและอาสาสมัครที่มีอาการ ปวดหลังส่วนล่างแบบเรื้อรัง ผลพบว่า sub-MVC มีความ น่าเชื่อถือในระดับที่ดีเยี่ยมทั้งการทดสอบภายในวันเดียวกัน และระหว่างวันในทั้ง 2 กลุ่ม ตรงข้ามกับ MVC ซึ่งพบว่า

มีค่าความน่าเชื่อถือที่ดีเยี่ยมในการทดสอบภายในวันเดียวกัน ในทั้ง 2 กลุ่ม แต่มีแนวโน้มที่จะมีค่าความน่าเชื่อถือที่ต่ำกว่า sub-MVC ในการทดสอบระหว่างวัน เพราะฉะนั้น จึงอาจ กล่าวได้ว่าการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อขณะทำ sub-MVC จะเหมาะสมกับสภาพของบุคคลต่างๆ และวัน เวลาที่แตกต่างกัน^(3,9)

การประเมินความน่าเชื่อถือของการวัดด้วย sub-MVC โดยใช้ sEMG สามารถทำได้หลากหลายวิธี ขึ้นอยู่กับ วัตถุประสงค์ของการประเมิน ถ้าต้องการทราบถึงความน่าเชื่อถือ ของอาสาสมัครในการกระทำการทดลอง การประเมินความ น่าเชื่อถือที่บ่งบอกได้ดีที่สุดจะอธิบายอยู่ในรูปของอัตราส่วน ของความแปรปรวน ซึ่งขึ้นอยู่กับความแตกต่างระหว่างบุคคล เทียบกับความแตกต่างภายในบุคคล โดยอัตราส่วนนี้จะแสดง เป็น intraclass correlation coefficient (ICC) ซึ่งสะท้อน ถึงความน่าเชื่อถือของการวัดที่เกี่ยวข้องโดยตรงกับอาสาสมัคร ค่า ICC ที่สูงจะบ่งบอกว่า ความแปรปรวนภายในบุคคลจะต่ำ เมื่อเทียบกับระหว่างบุคคล⁽¹⁰⁾ แต่ค่าวัตถุประสงค์ของการ ประเมินความน่าเชื่อถือต้องการพิจารณาถึงความผิดพลาด ในการวัดของผู้วัด การประเมินความน่าเชื่อถือที่แสดงถึง ความไม่แน่นอนของการวัดที่ดีที่สุด คือ standard error of the measurement (SEM)⁽¹¹⁻¹²⁾ ดังนั้นทั้งค่า ICC และค่า SEM จึงมีบทบาทที่แสดงถึงความน่าเชื่อถือของการวัดได้อย่าง ครอบคลุม⁽¹³⁾

อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาที่ผ่านมายังไม่พบว่ามี การศึกษาใดที่รายงานเกี่ยวกับความน่าเชื่อถือของการประเมินด้วย sub-MVC ในกล้ามเนื้อลำตัวในประชากรไทยโดยใช้เครื่อง บันทึกสัญญาณ (MP30, BIOPAC Systems, California, USA) อีกทั้งมีเพียงการศึกษาเดียวของ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ ที่ได้ศึกษาถึงความน่าเชื่อถือของการประเมินด้วย sub-MVC โดยใช้ sEMG ในการประเมินร่วมกันของกล้ามเนื้อ LM และ กล้ามเนื้อ IO ดังนั้น การศึกษาในครั้งนี้จึงต้องการศึกษาถึง ความน่าเชื่อถือของการประเมินโดยใช้ sEMG ในกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ขณะทำ sub-MVC ในอาสาสมัครสุขภาพดี อนึ่งงานนี้เป็นส่วนหนึ่งของงานวิจัยใหญ่ที่ต้องการตรวจสอบ ความน่าเชื่อถือของการใช้ sEMG ก่อนการเก็บข้อมูลงานวิจัย ใหญ่นั้น

วัสดุและวิธีการศึกษา

1. อาสาสมัคร

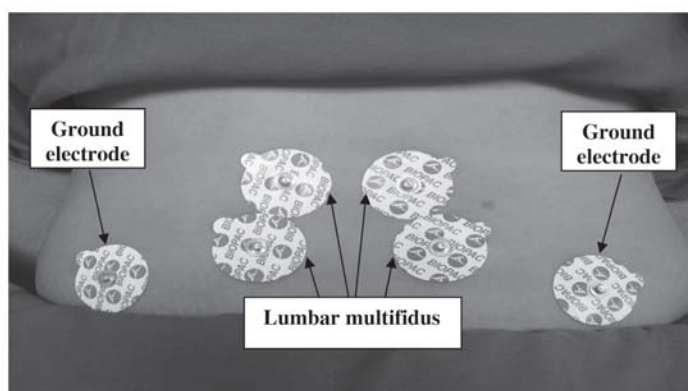
อาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 10 คน (ชาย 5 คน หญิง 5 คน) อายุระหว่าง 21-25 ปี น้ำหนักระหว่าง 49-60 กิโลกรัม ส่วนสูงระหว่าง 160-169 เซนติเมตร ดัชนีมวลกาย (BMI) 19.21-21.17 kg/m² โดยมีเกณฑ์การคัดออก คือ 1) เป็นผู้ที่มีการปวดหลังส่วนล่างระหว่างเข้าร่วมการวิจัยหรือมีความผิดปกติด้านโครงสร้างของกระดูกสันหลังและหมอนรองกระดูกสันหลัง⁽¹⁴⁾ เช่น ภาวะกระดูกสันหลังคด (scoliosis) ภาวะกระดูกสันหลังเคลื่อน (spondylolisthesis) หรือ ภาวะหมอนรองกระดูกสันหลังยื่น (lumbar herniated nucleus pulposus) เป็นต้น 2) ผู้ที่มีความผิดปกติทางระบบประสาท 3) ผู้ที่เพิ่งได้รับการผ่าตัดบริเวณหลัง หน้าท้อง เขิงกรานก่อนหน้าที่จะเข้าร่วมการศึกษาในครั้งนี้เป็นเวลา 6 เดือน 4) สตรีที่กำลังมีประจำเดือนหรือตั้งครรภ์ และ 5) ผู้ที่มีอาการที่ผิดปกติขณะทำการทดสอบ เช่น มีอาการปวดและ/หรือชาที่บริเวณลำตัว เป็นต้น

2. อุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษา

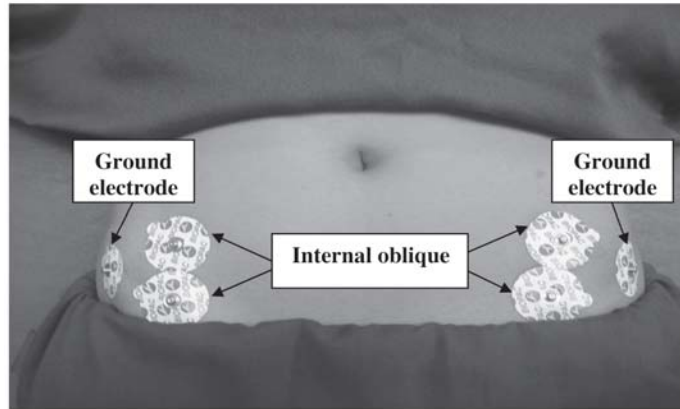
การศึกษานี้ได้กระทำที่ห้องวิจัยทางกายภาพบำบัด ชั้น 5 คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น และควบคุมอุณหภูมิห้องที่ 25 องศาเซลเซียส เครื่องมือที่ใช้ในการประเมิน sub-MVC ของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO คือ เครื่องบันทึกสัญญาณ (MP30, BIOPAC Systems, California, USA) โดยกำหนดให้มี sampling rate ขนาด 1,000 Hz. การขยายสัญญาณของข้อมูล (gainx1,000) การกรองสัญญาณข้อมูลใช้ band-pass filter (high-pass frequency 30 Hz and low-pass frequency 500 Hz) และ noise 1 μ V อีกทั้งยังมีการใช้ notch filter ที่ 50 Hz. และ

common mode rejection ratio (CMRR) 85 dB การศึกษานี้ใช้ขั้วไฟฟ้าชนิด self adhesive disposable Ag-AgCl disc surface electrodes โดยมีพื้นที่ขนาด 1 ตารางเซนติเมตรในการตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อลำตัว

ผู้วิจัยทำความสะอาดผิวหนังที่อยู่เหนือต่อบริเวณกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO โดยมีขั้นตอนคือ หากบริเวณดังกล่าวมีขน ผู้วิจัยจะโกนขนที่บริเวณนั้นออก จากนั้นจะทำความสะอาดด้วยแอลกอฮอล์ และขัดผิวหนังด้วยกระดาษทรายชนิดละเอียด เพื่อลดความต้านทานของผิวหนัง (skin impedance) ลงให้เหลือน้อยกว่า 5 k Ω ⁽¹⁵⁾ จากนั้นผู้วิจัยติด surface electrodes บนผิวหนังซึ่งตรงกับกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ทั้ง 2 ด้าน โดยให้แนวการติดของ surface electrodes ขนานกับแนวของเส้นใยกล้ามเนื้อ⁽³⁾ และมีระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของ surface electrodes ทั้งสองอัน 2.5 เซนติเมตร⁽¹⁴⁾ สำหรับตำแหน่งบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ LM (superficial fibers) ให้ surface electrodes อยู่ในระดับ L5 ขนานกับเส้นที่ลากระหว่าง posterior superior iliac spine (PSIS) ไปยัง interspinous space ระดับ L1-L2⁽¹⁶⁾ (รูปที่ 1) ส่วนตำแหน่งบันทึกสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ IO ให้ surface electrodes อยู่ห่างจาก anterior superior iliac spine (ASIS) ไปทางด้านในประมาณ 1 เซนติเมตร ใต้ต่อเส้นที่ลากผ่าน ASIS ทั้งสองด้าน⁽¹⁷⁾ (รูปที่ 2) และ ground electrodes อยู่ที่ iliac crests ทั้งสองด้าน การศึกษาในครั้งนี้ได้ใช้ข้อมูลของ processed EMG มาใช้ในการวิเคราะห์ โดยข้อมูลดิบของ EMG ถูกทำให้อยู่ในรูปของ full-wave rectified และมีการ convert จาก analogue-to-digital signal (12-bit) แล้วคำนวณค่า linear envelope ในแต่ละ channel ของ EMG



รูปที่ 1 แสดงตำแหน่งการติด surface electrodes ของกล้ามเนื้อ lumbar multifidus



รูปที่ 2 แสดงตำแหน่งการติด surface electrodes ของกล้ามเนื้อ internal oblique

3. วิธีการศึกษา

การทดสอบหาความน่าเชื่อถือ (reliability) ของการประเมินด้วย sub-MVC โดยใช้ sEMG เพื่อประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO โดยอ้างอิงจากการศึกษาของ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ ก่อนที่อาสาสมัครได้รับการประเมินจริง ผู้วิจัยให้อาสาสมัครทำความคุ้นเคยกับท่าทางในการประเมินจนเข้าใจและเกิดความชำนาญ จากนั้นอาสาสมัครแต่ละคนต้องทำการทดสอบทั้งหมด 3 ครั้งในแต่ละกล้ามเนื้อภายในวันเดียวกัน และใช้ผู้ประเมินเพียงคนเดียวตลอดการทดสอบทั้งหมด การทำ sub-MVC ในแต่ละครั้งอาสาสมัครต้องเกร็งค้างกล้ามเนื้อมัดนั้นๆ ในท่าทางที่กำหนดเป็นเวลา 3 วินาที⁽¹⁸⁾ และมีช่วงพักเป็นเวลา 3 นาทีระหว่างการทดสอบเพื่อป้องกันการล้าของกล้ามเนื้อ⁽¹⁹⁾ ซึ่งในการวิเคราะห์ข้อมูล EMG ใช้ช่วงวินาทีที่ 2 ของการหดตัวค้างของแต่ละกล้ามเนื้อและแต่ละท่าทางมาทำการวิเคราะห์ โดยแปลงข้อมูลดิบของ EMG เป็นค่าเฉลี่ยของข้อมูล EMG

เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบความแตกต่างในกล้ามเนื้อลำตัวและท่าทาง

วิธีการทำ sub-MVC ของกล้ามเนื้อ LM จะทำซ้ำ 3 ครั้ง โดยให้อาสาสมัครนอนคว่ำงอเข่าทั้งสองด้านทำมุม 90 องศา จากนั้นออกคำสั่งให้อาสาสมัครยกเข่าทั้งสองด้านขึ้นพ้นจากพื้น 5 เซนติเมตร ค้างไว้ 3 วินาที (รูปที่ 3) ส่วนการทำ sub-MVC ของกล้ามเนื้อ IO จะทำซ้ำ 3 ครั้ง โดยให้อาสาสมัครนอนหงายชันเข่าขึ้นทั้งสองด้าน สะโพกงอ 45 องศาและเข่างอ 90 องศา จากนั้นผู้วิจัยจะออกคำสั่งให้อาสาสมัครยกเท้าให้พ้นพื้นประมาณ 1 เซนติเมตร (รูปที่ 4) ค้างไว้ 3 วินาที⁽¹⁸⁾ เพื่อให้กระบวนการประเมินนี้เกิดประสิทธิผลอย่างเต็มที่ อาสาสมัครทุกคนได้รับข้อมูลป้อนกลับ (feedback) และแรงจูงใจ (motivation) ในรูปแบบของเสียงจากผู้วิจัยในทุกครั้งของการประเมิน เพื่อให้อาสาสมัครสามารถทำการทดสอบอยู่ในระดับเดียวกันในทุกครั้งของการประเมิน



รูปที่ 3 แสดงการทำ sub-MVC ของกล้ามเนื้อ lumbar multifidus



รูปที่ 4 แสดงการทำ sub-MVC ของกล้ามเนื้อ internal oblique

4. การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

การศึกษานี้จะหาความน่าเชื่อถือของการประเมินด้วย sub-MVC โดยใช้ sEMG ในการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ซึ่งจะมีการใช้สถิติ คือ intraclass correlation coefficient (ICC) โดยในทางปฏิบัติยอมรับว่า ถ้า ICC = 0.90-0.99 เป็น high reliability, ICC = 0.80-0.89 เป็น good reliability, ICC = 0.70-0.79 เป็น fair reliability, ICC = 0.69 เป็น poor reliability⁽²⁰⁾

การหาความน่าเชื่อถือของเครื่องมือโดยประเมินจากเปอร์เซ็นต์ของ standard error of measurement (% SEM) ในทางทฤษฎี ถ้าความน่าเชื่อถือมาก ค่าของ % SEM เข้าใกล้ 0 แต่หากความน่าเชื่อถือน้อยลงค่า % SEM เข้าใกล้ค่า 100 หรืออาจกล่าวได้ว่าค่า % SEM ยิ่งน้อยก็จะมีความน่าเชื่อถือมากขึ้น โดย % SEM มีวิธีการคำนวณ ดังนี้^(1,21)

$$SEM = S_x \sqrt{1 - ICC}$$

Sx คือ pooled standard deviation

$$\%SEM = \frac{SEM}{\frac{X_1 + X_2 + X_3}{3}} \times 100$$

ตารางที่ 1 คุณสมบัติพื้นฐานของอาสาสมัคร

คุณสมบัติ	ค่าเฉลี่ย (ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน)	ช่วง
อายุ (ปี)	22.7 ± 3.0	21 - 25
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	54.4 ± 6.8	49 - 60
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	165.0 ± 7.8	160 - 169
ดัชนีมวลกาย (กิโลกรัม/เมตร ²)	20.6 ± 1.9	19.21 - 21.17

เมื่อกำหนดให้ $\bar{X}_1$ คือ ค่าเฉลี่ยของการประเมินครั้งที่ 1, X_2 คือ ค่าเฉลี่ยของการประเมินครั้งที่ 2, และ X_3 คือ ค่าเฉลี่ยของการประเมินครั้งที่ 3

ผลการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการศึกษาถึงความน่าเชื่อถือของการวัดโดยใช้วิธี sub-MVC ของเครื่อง sEMG ซึ่งอาสาสมัครสุขภาพดีที่เข้าร่วมการศึกษานี้จำนวน 10 คน (ชาย 5 คน หญิง 5 คน) มีคุณสมบัติทางกายภาพที่คล้ายคลึงกันดัง ตารางที่ 1 ในส่วนของการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO พบว่า กล้ามเนื้อ LM ด้านซ้ายมีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.99 (0.98-1.00), ค่า % SEM เท่ากับ 1.06 กล้ามเนื้อ LM ด้านขวามีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.99 (0.98-1.00), ค่า % SEM เท่ากับ 1.07 กล้ามเนื้อ IO ด้านซ้ายมีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.96 (0.93-0.99), ค่า % SEM เท่ากับ 3.42 และกล้ามเนื้อ IO ด้านขวามีค่าเฉลี่ยของ ICC เท่ากับ 0.99 (0.98-1.00), ค่า % SEM เท่ากับ 2.33

วิจารณ์และสรุปผลการศึกษา

การศึกษาในครั้งนี้ได้วิเคราะห์ถึงความน่าเชื่อถือของการประเมินด้วย sub-MVC โดยใช้ sEMG เพื่อประเมินถึงการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ทั้งสองด้าน ซึ่งผลการศึกษาในครั้งนี้ได้บ่งชี้ว่า ความน่าเชื่อถือของการประเมินโดยวิธี sub-MVC ในกล้ามเนื้อทั้งสองมัดอยู่ในระดับที่ดีมากและยอมรับได้ในการที่จะนำวิธีการและเครื่องมือดังกล่าวไปประยุกต์ใช้ในการวิจัยและในทางคลินิกหนึ่งวิธีการทำ sub-MVC โดยใช้ sEMG ได้รับการยืนยันว่าเป็นวิธีการที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ได้กับคนปกติที่ต้องการประเมินสมรรถภาพการทำงานของกล้ามเนื้อ และ/หรือเป็นประโยชน์ต่อกระบวนการวิจัย⁽⁸⁾

การศึกษาในครั้งนี้ได้ใช้วิธี sub-MVC ซึ่งเป็น sub-maximal voluntary isometric contraction โดยอาสาสมัครเป็นผู้กระทำเอง โดยจากการศึกษาที่ผ่านมา⁽²²⁻²³⁾ พบว่า วิธีการนี้มีความน่าเชื่อถือมากกว่าการทำ maximal contraction ในกล้ามเนื้อคอ อย่างไรก็ตาม การศึกษาในครั้งนี้ได้ศึกษาในกล้ามเนื้อลำตัวและพบว่า กล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ทั้ง 2 ด้านมีความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับดีมากเมื่อประเมินความน่าเชื่อถือภายในวันเดียวกัน จากการศึกษาในอดีตหลายการศึกษา^(3,21,24) ที่ประเมินถึงค่าความน่าเชื่อถือภายในวันเดียวกันของกล้ามเนื้อท้อง ซึ่งให้ผลที่สอดคล้องกับการศึกษาในครั้งนี้ ดังตัวอย่างการศึกษาของ Allison และคณะ⁽²¹⁾ ที่ได้รายงานไว้ว่าค่าความน่าเชื่อถือของการประเมินด้วย sub-MVC ของกล้ามเนื้อ rectus abdominis และกล้ามเนื้อกลุ่ม antero-lateral abdominal wall ในอาสาสมัครสุขภาพดีจะอยู่ในระดับที่ดีเมื่อทำการประเมินภายในวันเดียวกัน และผลลัพธ์นี้จะสอดคล้องกับการศึกษาของ O'Sullivan และคณะ⁽²⁴⁾ ที่แสดงให้เห็นว่า ความน่าเชื่อถือของการประเมินกล้ามเนื้อ rectus abdominis และกล้ามเนื้อ internal oblique โดยใช้ sub-MVC ในอาสาสมัครปกติจะอยู่ในระดับที่ดีเช่นเดียวกัน นอกจากนี้ยังมีอีกการศึกษาหนึ่งที่สอดคล้องกับการศึกษาในครั้งนี้ คือ การศึกษาของ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ ที่ศึกษาเกี่ยวกับการประเมินความน่าเชื่อถือจากการวัดการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวขณะทำ sub-MVC ในอาสาสมัครปกติและผู้ที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง พบว่า ความน่าเชื่อถือของการวัดการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวโดยวิธีนี้จะอยู่ในระดับดีมากทั้งในอาสาสมัครปกติและผู้ที่มีอาการปวด

หลังส่วนล่าง อย่างไรก็ตาม วิธี องค์กรกล้ามเนื้อลำตัว ความน่าเชื่อถือของเครื่องมือดังกล่าวต่อไป การศึกษาในครั้งนี้มีค่าความน่าเชื่อถือของการประเมินโดยใช้ ICC ของกล้ามเนื้อทั้ง 4 มัดที่มากกว่าการศึกษาของ Dankaerts และคณะ ซึ่งอาจเป็นผลมาจากอาสาสมัครได้รับข้อมูลป้อนกลับ (feedback) และแรงจูงใจ (motivation) ที่ผู้วิจัยได้ให้ข้อมูลป้อนกลับและแรงจูงใจแก่อาสาสมัครอย่างเท่ากันทุกครั้งที่ของการทดสอบ โดยข้อมูลป้อนกลับที่ให้แก่อาสาสมัครของการศึกษาในครั้งนี้จะอยู่ในรูปแบบของเสียงของผู้วิจัยที่คอยบอกอาสาสมัครให้คงระดับการทดสอบให้อยู่ในระดับเดิมในแต่ละครั้งของการทดสอบ เพื่อเป็นสัญญาณที่บ่งบอกให้อาสาสมัครได้ทราบว่าจะรู้ตัวว่า การทดสอบของตนเองนั้นอยู่ในระดับที่ต้องการของการวิจัยหรือไม่ เพื่อให้อาสาสมัครสามารถกระทำการทดสอบในแต่ละครั้งได้อย่างเท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุดด้วยความตั้งใจ นอกจากนี้ การศึกษานี้ได้ให้แรงจูงใจแก่อาสาสมัครโดยมีแรงเชียร์ด้วยวาจาจากผู้วิจัยในการกระตุ้น เพื่อให้อาสาสมัครสามารถออกแรงในการทดสอบให้ได้ตามเกณฑ์ในแต่ละครั้ง โดยสิ่งเหล่านี้จะมีอิทธิพลที่จะส่งผลให้อาสาสมัครแต่ละคนสามารถทำการหดตัวของกล้ามเนื้อในปริมาณที่ใกล้เคียงกันในแต่ละครั้งของการทดสอบ เนื่องจาก ข้อมูลป้อนกลับและแรงจูงใจ ล้วนเป็นสิ่งที่สำคัญในการเสริมสร้างความตั้งใจและเป็นแรงกระตุ้นให้อาสาสมัครสามารถออกแรงได้อย่างเท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุด⁽²⁶⁾ ถ้าปราศจากข้อมูลป้อนกลับและแรงจูงใจแล้ว อาจจะส่งผลให้เกิดการจำกัดในส่วนของระบบประสาทส่วนกลาง (central limitation) ได้ ซึ่งอาจส่งผลให้อาสาสมัครไม่สามารถออกแรงในการหดตัวของกล้ามเนื้อได้ดีเท่าที่ควร เนื่องจากระบบประสาทส่วนกลาง เช่น สมอ ขาดข้อมูลป้อนกลับจากระบบ somatosensory เช่น เสียงเชียร์ จึงส่งผลให้สมอส่งสัญญาณกระตุ้นลงมายังกล้ามเนื้อน้อยลง⁽²⁶⁻²⁹⁾

นอกจากนี้ คุณลักษณะของอาสาสมัคร (characteristic data) โดยเฉพาะอย่างยิ่ง อายุ⁽⁴⁾ เพศ⁽⁶⁾ และดัชนีมวลกาย⁽³⁰⁾ เป็นสิ่งที่มีอิทธิพลต่อการทดสอบความน่าเชื่อถือของการวัด⁽³¹⁾ ซึ่งจากการศึกษาในครั้งนี้ได้แสดงให้เห็นว่า อาสาสมัครที่เข้าร่วมการศึกษามีความแตกต่างกันระหว่างบุคคล (heterogeneity) พอสมควร เมื่อพิจารณาจากโครงสร้างของสูตรของการคำนวณความน่าเชื่อถือ (ICC) จะพบว่า ICC มีค่าอยู่ในระดับสูงเมื่อมีความแตกต่างระหว่างบุคคลที่มากพอและมีความแตก

ต่างภายในตัวบุคคลที่อยู่ในระดับต่ำ⁽³²⁾ ซึ่งจากการศึกษาในครั้งนี้พบว่า คุณลักษณะของอาสาสมัคร ไม่ว่าจะเป็นเพศ อายุ (22.7 ± 3.02 ปี) หรือ ดัชนีมวลกาย ($20.59 \pm 1.88 \text{ kg/m}^2$) ล้วนมีความแตกต่างกันระหว่างบุคคลมากพอ และมีความแตกต่างกันในตัวบุคคลที่ค่อนข้างน้อย เหตุผลนี้อาจจะทำให้การประเมินความน่าเชื่อถือของการวัดของการศึกษาในครั้งนี้อยู่ในระดับที่ดีมาก

นอกจากนี้ จะเห็นว่าค่าของ % SEM ของกล้ามเนื้อส่วนใหญ่ (กล้ามเนื้อ LM ด้านซ้าย = 1.06, กล้ามเนื้อ IO ด้านซ้าย = 3.42 และกล้ามเนื้อ IO ด้านขวา = 2.33) มีค่าที่ต่ำกว่าผลของการศึกษาของ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ (กล้ามเนื้อ LM ด้านซ้าย = 5, กล้ามเนื้อ LM ด้านขวา = 1, กล้ามเนื้อ IO ด้านซ้าย = 6 และกล้ามเนื้อ IO ด้านขวา = 4) มีเพียงกล้ามเนื้อ LM ด้านขวา ที่มีค่าของ % SEM ที่สูงกว่าการศึกษาของ Dankaerts และคณะเพียงเล็กน้อย (กล้ามเนื้อ LM ด้านขวา = 1.07) เหตุที่ค่าของ % SEM ของการศึกษาในครั้งนี้สูงกว่า อาจเป็นเพราะว่ากระบวนการในการทดลองของผู้วิจัยมีความแม่นยำมากกว่า เนื่องจากการศึกษาของ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ ได้ระบุขั้นตอนการเตรียมผิวหนังเพื่อใช้ในการทดสอบไว้น้อยกว่า 5 kW ซึ่งอาจเป็นไปได้ว่าขั้นตอนดังกล่าวของการศึกษาในครั้งนี้มีประสิทธิภาพที่เหนือกว่าเนื่องจากการศึกษาในครั้งนี้สามารถลดความต้านทานของผิวหนังลงได้ถึง 0.4 k ในกล้ามเนื้อทุกมัด อีกทั้งขั้นตอนการวาง surface electrodes อาจใกล้เคียงกับ motor point ของกล้ามเนื้อและ/หรือจุดที่กล้ามเนื้อเหล่านั้นอยู่ในระดับตื้นที่สุด (superficial level) และ/หรือ อยู่ใกล้กับกึ่งกลางของมัดกล้ามเนื้อ⁽³³⁾ ได้มากกว่าการศึกษาที่ผ่านมา จึงทำให้สามารถตรวจวัดการทำงานของกล้ามเนื้อได้อย่างแท้จริง ดังแสดงออกถึงค่าของ % SEM อนึ่ง De Luca⁽³⁴⁾ ได้กล่าวสนับสนุนไว้ว่า ตำแหน่งของการวาง surface electrodes เป็นสิ่งที่สำคัญและมีอิทธิพลโดยตรงต่อ EMG amplitude และ EMG frequency โดยตำแหน่งที่เหมาะสม คือ บริเวณ motor point หรือบริเวณระดับกึ่งกลางของกล้ามเนื้อ ซึ่งอยู่ระหว่าง myotendinous junction ทั้ง 2 ด้านที่อยู่บริเวณหรือใกล้กับ innervation zone จึงทำให้การตรวจประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อได้ประสิทธิภาพดีที่สุด นอกจากนี้ ผลของการศึกษาในครั้งนี้ที่ให้ผลที่แตกต่างจากการศึกษาของ Dankaerts

และคณะ อาจจะเป็นผลมาจากการตั้งค่าของ sEMG ที่ต่างกัน เช่น การกำหนดให้ CMRR เท่ากับ 85 แต่การศึกษาของ Dankaerts และคณะ⁽³⁾ คือ 115 dB สำหรับค่า gain ของการศึกษานี้ คือ x1,000 แต่การศึกษาของ Dankaerts และคณะ คือ x500 และการกำหนด band pass filter เท่ากับ 30-500 Hz. แต่การศึกษาของ Dankaerts และคณะ คือ 4-400 Hz. ได้จากการศึกษาที่ผ่านมา⁽³⁾ ได้สนับสนุนว่า ความถี่ของสัญญาณ EMG และการทำงานของกล้ามเนื้อเนื่องจากการทดสอบโดยใช้วิธี sub-MVC จะแสดงผลที่อยู่ในระดับที่ดีเยี่ยมเมื่อทำการประเมินภายในวันเดียวกัน ซึ่งบ่งชี้ว่าในการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อลำตัวสามารถใช้วิธีการนี้ในการทดสอบให้เสร็จสิ้นภายในวันเดียว ซึ่งจะส่งผลให้ค่าที่ได้มีความน่าเชื่อถืออยู่ในระดับที่ดีมาก ดังนั้น การศึกษาในครั้งนี้สามารถเป็นหลักฐานในการสนับสนุนว่า การประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ด้วยวิธี sub-MVC โดยใช้เครื่อง sEMG เป็นวิธีการที่มีความเหมาะสมสำหรับการทำ EMG normalisation ซึ่งเหมาะแก่การทดสอบหรือการประเมินที่ต้องเสร็จสิ้นภายในวันเดียวกัน

ข้อจำกัดของการศึกษา คือ การศึกษาในครั้งนี้เป็นการหาความน่าเชื่อถือของการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ด้วยวิธี sub-MVC ภายในวันเดียวกัน แต่ไม่ได้มีการประเมินความน่าเชื่อถือในระหว่างวันจึงไม่สามารถที่จะนำผลของการศึกษาในครั้งนี้ไปอ้างอิงถึงความน่าเชื่อถือระหว่างวันได้ อีกทั้งการศึกษาในครั้งนี้ได้ทำการประเมินในอาสาสมัครสุขภาพดี ซึ่งขาดการศึกษาในผู้ที่มีอาการปวดหลังส่วนล่าง ดังนั้น การศึกษาในอนาคตควรจะมีการหาความน่าเชื่อถือของการประเมินการทำงานของกล้ามเนื้อ LM และกล้ามเนื้อ IO ด้วยวิธี sub-MVC ในระหว่างวันและควรศึกษาในผู้ที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างด้วย เพื่อจะได้ข้อมูลที่สมารถนำไปใช้ในทางคลินิกได้อย่างครอบคลุมและชัดเจน

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณกลุ่มวิจัยปวดหลัง ปวดคอ และปวดข้ออื่นๆ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้สนับสนุนเงินทุนในการวิจัยครั้งนี้ และขอขอบคุณนักศึกษาปริญญาตรีและปริญญาโท สายวิชากายภาพบำบัด มหาวิทยาลัยขอนแก่นทุกท่านที่ได้สละเวลาในการเข้าร่วมและช่วยเหลืองานวิจัยนี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. Frymoyer JW, Casts-Baril W. Predictors of low back pain disability. *Clin Orthop and Relat Res* 1987; 221: 89-98.
2. Ali C, Ulku M, Feride B. Evaluation of lumbar paravertebral muscle activity under different conditions with surface electromyography in low back pain patients. *Research Journal of Medicine and Medical Sciences* 2006; 1: 90-5.
3. Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; 14: 333-42.
4. O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Moller NE, Richardes KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine* 2002; 27: 1238-44.
5. Greenough CG, Oliver CW, Jones AP. Assessment of spinal musculature using surface electromyographic color mapping. *Spine* 1998; 23: 1768-74.
6. Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface of electromyography: a proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther* 1999; 22: 444-6.
7. McGill SM. Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res* 1991; 9: 91-103.
8. Soderberg GL, Cook TM. Electromyography in biomechanics. *Phys Ther* 1984; 64: 1813-20.
9. Yang JF, Winter DA. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Arch Phys Med Rehabil* 1983; 64: 417-20.
10. Bartko JJ. On various intra class correlation reliability coefficients. *Psychol Bull* 1976; 83:762-5.
11. Stratford GL. Reliability: consistency or differentiating among subjects? *Phys Ther* 1989; 69: 299-300.
12. Keating J, Matyas T. Unreliable inferences from reliable measurements. *Aust J Physiother* 1998; 44: 5-10.
13. Elfving B, Nemeth G, Arvidsson I, Lamontagne M. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *J Electromyogr and Kinesiol* 1999; 9: 235-43.
14. O'Sullivan PB, Dankaerts W, Burnett AF, Farrell GT, Jefford E, Naylor CS, et al. Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine* 2006; 31: 707-12.
15. Hermans HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361-74.
16. De Foa JL, Forrest W, Biedermann HJ. Muscle fibre direction of longissimus, iliocostalis and multifidus: landmark-derived reference lines. *J Anat* 1989; 163: 243-7.
17. Ng JK, Kippers V, Richardson CA. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1998; 38: 51-8.
18. Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiology electromyographic data. *Phys Ther* 2000; 80: 485-98.
19. McLean L, Chislett M, Keith M, Murphy M, Walton P. The effect of head position, electrode site, movement and smoothing window in the determination of a reliable maximum voluntary activation of the upper trapezius muscle. *J Electromyogr and Kinesiol* 2003; 13: 169-80.

20. Currier DP. Elements of research in physical therapy. 3rd. ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1990; 51-62.
21. Allison GT, Godfrey P, Robinson G. EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *J Electromyogr Kinesiol* 1998; 8: 51-7.
22. Allison GT, Marshall KN, Singer KD. EMG signal amplitude normalisation techniques in stretch-shortening cycle movements. *J Electromyogr Kinesiol* 1993; 3: 236-44.
23. Netto KJ, Burnett AF. Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work* 2006; 26: 123-30.
24. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother* 1997; 43: 91-8.
25. Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and lumbar multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997; 77: 954-61.
26. Vøllestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neurosci Methods* 1997; 74: 219-27.
27. Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK. Neurobiology of muscle fatigue. In Gandevia S, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK., Eds. *Fatigue-Neural and Muscular Mechanisms*, New York: Plenum Press; 1995: 515-25.
28. Vøllestad NK. Changes in activation, contractile speed and electrolyte balance during fatigue of sustained and repeated contractions. In Roussos C. Ed., *The Thorax*, Marcel Dekker: New York; 1995; 235-53.
29. Windhorst U, Boorman G. Overview: Potential role of segmental motor circuitry in muscle fatigue. In Gandevia SC, Enoka RM, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK. Eds., *Fatigue-Neural and Muscular Mechanisms*, New York: Plenum Press; 1995; 241-58.
30. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E, Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes* 2001; 25: 676-81.
31. Ali M, Bandpei M, Watson MJ. Electromyographic power spectral analysis of the paraspinal muscles. *Physiother* 2001; 87: 470-8.
32. Dederer A, af Hjelmsäter MR, Elfving B, Harmingdahl K, Németh G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 151-8.
33. Pitcher MJ, Behm DG, MacKinnon SN. Reliability of electromyographic and force measures during prone isometric back extension in subjects with and without low back pain. *Appl Physiol Nutr Metab* 2008; 33: 52-60.
34. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech* 1997; 13: 135.