

การเปรียบเทียบของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อหลังขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบและพื้นลาดเอียง

Comparison of Back Muscle Electromyographic Activity during Sideways Sitting

Between Flat and Inclined Surface

ปริญา เลิศสินไทย*, กานต์พาจี ศรีแก้ว

Parinya Lertsinthalai*, Kanphajee Sornkaew

ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

Department of Physical Therapy, Allied Health Sciences, Naresuan University,

Phitsanulok, Thailand. 65000.

บทคัดย่อ

การวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ เปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อหลัง(Multifidus; MF และ Iliocostalis lumborum; IL) ด้วยวิธีการวัดสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อภายนอก (surface electromyography, sEMG) ระหว่างท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบกับพื้นลาดเอียง ในอาสาสมัครสุขภาพดีจำนวน 15 คน (ชาย 2 คน หญิง 13 คน) ค่าเฉลี่ย (mean $\pm$ SD) ของอายุ 21.01 ± 1.98 ปี และ ดัชนีมวลกาย (BMI) 21.02 ± 1.89 กก./ม² จากการสังเกตพบว่าอาสาสมัครทั้งหมดนั่งพับเพียบทับขาด้านไม่ถนัด และค่าเฉลี่ย (mean $\pm$ SD) ของมุมพื้นปรับระดับลาดเอียงที่ทำให้อาสาสมัครรู้สึกสบายขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียงมีค่าเท่ากับ 11.33 ± 2.79 องศา ผลการเปรียบเทียบค่าร้อยละของ MVIC (μ v) ในกล้ามเนื้อ MF และ IL ระหว่างด้านโค้งเว้า (concave side) และด้านโค้งนูน (convex side) ของแนวกระดูกสันหลัง ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ และขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง พบว่า ค่าร้อยละสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อทั้ง 2 ด้านทำงานไม่แตกต่างกันทั้ง 2 ท่า ($p > 0.05$) พบเพียงค่าสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ MF ทางด้านโค้งเว้า เมื่ออยู่ในท่านั่งพื้นลาดเอียงที่มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเปรียบเทียบกับท่านั่งพื้นราบ ($p < 0.05$, Paired T-test ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%) ผลการวิจัยสรุปได้ว่า ค่าร้อยละของ MVIC ของกล้ามเนื้อ MF ของด้านโค้งเว้า (concave side) เมื่ออยู่ในท่านั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียงมีการทำงานของกล้ามเนื้อลดลง และกล้ามเนื้อ

MF ทั้ง 2 ด้านของกระดูกสันหลังมีการทำงานที่สมดุลมากขึ้น (muscle balance) เมื่อเทียบกับท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ

Abstract

The purpose of this study was to compare surface electromyography (sEMG) of back muscle activities (Multifidus; MF and Iliocostalis lumborum; IL), between sideways sitting on the flat and inclined surface. Fifteen healthy volunteers (2 males, 13 females) were recruited with average age 21.01 ± 1.98 years and 21.02 ± 1.89 kg./m.² of body mass index (BMI). The volunteers were asked to sit in sideways pose on their preferred side. Noticeably, they were all sitting on their non-dominant leg. The adjusted tilt angle of inclined surface was done individually by using the volunteer's feeling of comfort. The angle of inclined surface was 11.33 ± 2.79 degrees where the volunteers felt the most comfortable sideways sitting. The percent of maximum voluntary contraction (%MVIC: μ v) between back muscle activities (MF and IL) of the concave and convex sides of spine were compared, while sitting on the flat and inclined surface. The results showed that there was no significant difference between back muscle activities of the concave and convex sides

*Corresponding author: Parinya Lertsinthalai. Department of Physical Therapy, Allied Health Sciences, Naresuan University,

Phitsanulok, Thailand. 65000. E-mail: Parinyal@nu.ac.th

of spine ($p>0.05$) in both sideway sitting positions. Only % MVIC of MF at concave side of spine was significantly decreased in sitting on the inclined surface as compared with sitting on the flat surface ($p<0.05$). In conclusion, the % MVIC of MF on the concave side of spine was decreased and muscular activities of MF on both sides were more likely balanced compared with sideways sitting on the flat surface.

Keywords: EMG, myoelectrical signal, sideways sitting, back muscle, posture

บทนำ

ท่านั่งพับเพียบนั้นเป็นท่านั่งที่นิยมใช้ในขณะปฏิบัติศาสนกิจทางพระพุทธศาสนา เช่น การกราบไหว้พระ การฟังเทศน์ รวมทั้งการเข้าหาผู้ใหญ่ เพราะมีความสุภาพเรียบร้อยสวยงาม เหมาะสมแก่มารยาทของชาวไทยที่ละเมียดละไม¹ จึงนับว่าการนั่งพับเพียบ เป็นเอกลักษณ์อย่างหนึ่งของชาวไทยที่ปฏิบัติกันมาช้านาน ท่านั่งพับเพียบที่ถูกต้อง² เมื่อสังเกตตามหลักชีวกลศาสตร์³ พบว่า ท่านั่งพับเพียบ (sideways sitting) เป็นท่านั่งที่มีการกระจายน้ำหนักของร่างกาย ที่ไม่สมมาตรกันระหว่างซีกขวาและซีกซ้ายของร่างกาย (asymmetrical weight bearing) กล่าวคือ น้ำหนักของร่างกายจะกระจายไปด้านใดด้านหนึ่งมากกว่าอีกด้านหนึ่ง เนื่องจากเมื่ออยู่ในท่านั่งพับเพียบจะต้องงอข้อเข่าและข้อสะโพกทั้งสองข้างพับไปด้านใดด้านหนึ่ง โดยที่ข้อสะโพกข้างหนึ่งจะอยู่ในท่าหมุนออกด้านนอก และอีกข้างจะอยู่ในท่าหมุนเข้าด้านใน บริเวณก้นของผู้นั่งด้านที่ข้อสะโพกหมุนออกด้านนอกจะสัมผัสกับพื้นมากกว่าข้างที่ข้อสะโพกหมุนเข้าด้านใน และกระดูกเชิงกรานมีระดับความสูงที่ไม่เท่ากัน โดยแนวกระดูกเชิงกรานของขาข้างที่อยู่ด้านบนจะมีการยกตัวสูงขึ้นกว่ากระดูกเชิงกรานของขาข้างที่ถูกทับ เป็นผลให้เกิดการโค้งเอนของกระดูกสันหลังส่วนอกและเอวซึ่งทำให้จุดศูนย์กลางของร่างกาย (center of gravity) ไม่อยู่

กึ่งกลางฐานรองรับร่างกาย (base of support) โดยจุดศูนย์กลางจะถ่ายมาด้านที่ก้นสัมผัสพื้นมากกว่าอีกข้าง และอาจทำให้รู้สึกถึงความไม่สบายขณะนั่งได้⁴ นอกจากนั้น จะพบว่ากระดูกสันหลังมีลักษณะที่เอนโค้งโดยส่วนโค้งนูนของแนวกระดูกสันหลัง จะอยู่ด้านที่ข้อสะโพกหมุนออกด้านนอก และลำตัวส่วนบนจะเอนไปด้านข้อสะโพกหมุนเข้าด้านใน ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากร่างกายต้องปรับตัวเพื่อรักษาสมดุลการทรงตัวในท่านั่ง (sitting balance) เพื่อไม่ให้เกิดการล้มขณะอยู่ในท่านั่งพับเพียบ⁵ ดังนั้น การนั่งพับเพียบจึงจัดเป็นท่าทางการนั่งที่ไม่ถูกต้อง (poor sitting posture) เพราะมีการกระจายน้ำหนักลงสู่พื้นทั้ง 2 ด้านไม่เท่ากัน นอกจากนี้ ท่านั่งพับเพียบยังมีผลต่อการเอนโค้งของกระดูกสันหลังขณะนั่ง ซึ่งทำให้ดูเหมือนกระดูกสันหลังจะอยู่ในท่าทางที่ไม่ถูกต้อง ที่เรียกว่า ภาวะกระดูกสันหลังคดจากท่าทาง ซึ่งอาจจะมีผลทำให้เกิดกล้ามเนื้อทั้งสองข้างของกระดูกสันหลังทำงานไม่สมดุลกัน (imbalance of muscle activities)⁶ จึงอาจส่งผลทำให้เมื่อนั่งอยู่ในท่านั่งที่ไม่ถูกต้องเป็นระยะเวลานาน ในขณะที่กล้ามเนื้อหลังหดตัวแบบคงที่ (static contraction) จึงอาจเป็นสาเหตุทำให้เกิดอาการเมื่อยกล้ามเนื้อบริเวณหลัง⁷ หรืออาจจะทำให้เกิดอาการปวดเมื่อยกล้ามเนื้อ รวมถึงอาการเหน็บชาของบริเวณสะโพกและขาข้อศอกได้ จากการลงน้ำหนักลงบนพื้นที่ไม่สมดุลขณะนั่งพับเพียบ ซึ่งอาจเกิดจากการกดทับเส้นประสาทส่วนปลายได้ เช่น sciatic nerve entrapment⁸ ดังนั้น การปรับเปลี่ยนมุมเอียงของกระดูกเชิงกรานให้กลับมาอยู่ในตำแหน่งที่เหมาะสม อาจส่งผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อหลังให้เกิดความสมดุลกันมากขึ้น จึงอาจช่วยทำให้เกิดความสบายขณะนั่งพับเพียบ และลดความเสี่ยงต่อการกดทับเส้นประสาทส่วนปลายที่ทำให้เกิดอาการชาได้

ดังนั้น วัตถุประสงค์การศึกษานี้ เพื่อเปรียบเทียบผลการทำงานของกล้ามเนื้อหลังเมื่อมีการปรับมุมพื้นลาดเอียงกับพื้นราบขณะนั่งพับเพียบ โดยการปรับเปลี่ยนการเอียงของกระดูกเชิงกรานและแนว

กระดูกสันหลังในท่านั่งพับเพียบให้กลับมาใกล้เคียงแนว
ตรงและรู้สึกสบายขณะนั่ง

วิธีการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิงทดลอง (experimental study design) โดยทำการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อหลังทั้งด้านโค้งเว้า (concave side) และโค้งนูน (convex side) ของกระดูกสันหลังในขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบและพื้นลาดเอียงด้วยวิธี surface electromyography (sEMG) การศึกษาครั้งนี้ได้ผ่านการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร และทำการเก็บข้อมูลที่ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ผู้เข้าร่วมการศึกษา

ผู้เข้าร่วมการศึกษาทั้งหมด 15 คน อายุระหว่าง 18 ถึง 25 ปี เป็นผู้มีสุขภาพดี (ตาราง 1) ไม่มีประวัติประสบอุบัติเหตุหรือบาดเจ็บบริเวณหลัง สะโพก และเข่า ในระยะเวลา 6 เดือนก่อนเข้าร่วมการศึกษา ไม่มีความผิดปกติหรือผิดปกติของแนวกระดูกสันหลัง เช่น กระดูกสันหลังคด กระดูกสันหลังโก่ง ไม่ประวัติโรคกระดูกและกล้ามเนื้อเรื้อรัง เช่น โรคข้อเข่าเสื่อม, โรคข้อรูมาตอยด์ เป็นต้น

การวัดมุมระดับพื้นลาดเอียง (Measurement of the angle of inclined surface)

1. เติียงปรับระดับได้ ผู้วิจัยทำสัญลักษณ์ (landmark) เป็นเส้นทแยงมุมจากจุดหมุนของเตียงปรับระดับไปตัดกับมุมฉากด้านตรงข้ามของเตียง สัญลักษณ์นี้เป็นแนวที่สัมผัสกับ ischial tuberosity ของขาด้านที่ถูกทับขณะนั่งพับเพียบ (ภาพ 1 a) โดยผู้เข้าร่วมการศึกษาจะต้องนั่งหันหน้าไปทางด้านจุดหมุน ขณะทำการทดสอบท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบมุมของเตียงจะอยู่ที่ 0 องศา (ขนานกับพื้น)

2. นำ universal goniometer ที่ติดระดับน้ำ (water level) ไว้ที่ปลาย stationary arm เมื่อทำการวัด

มุมองศาการลาดเอียงจะทำการเคลื่อน moveable arm ของเครื่องวัดให้ขนาดกักระนาบของพื้นเตียง และทำการบันทึกมุมองศาความลาดเอียง (ภาพ 1 b)

การวัดมุมแนวกระดูกสันหลัง (Measurement of the spinal alignment)⁹

ผู้วัดทำการคลำแนวกระดูกสันหลังจากระดับกระดูกสันหลังที่ระดับ T1 ถึง L5 และทำสัญลักษณ์ของแนวกระดูกสันหลังแต่ละระดับบนผิวหนังของอาสาสมัครในท่านั่งพับเพียบ (ภาพ 1c) จากนั้นนำไม้บรรทัดดัดงอได้ (flexible ruler) ทาบลงบนแนวของกระดูกสันหลังของอาสาสมัคร ที่ทำสัญลักษณ์ที่ระดับของสันนูนของกระดูกสันหลัง (spinous process) และทำสัญลักษณ์ลงบนไม้บรรทัดดัดงอได้ เพื่อดูแนวกระดูกสันหลังในท่านั่งพับเพียบ และคำนวณหามุมด้วยวิธี Modified Cobb's angle¹⁰ โดยทำการวัดมุมแนวกระดูกสันหลัง ใน 2 ท่าได้แก่ อาสาสมัครนั่งอยู่ในท่า 1. ท่าพับเพียบราบบนเตียง และ 2. ท่าพับเพียบที่มุมลาดเอียงที่ทำให้รู้สึกสบาย โดยในท่านั่งพับเพียบจะให้อาสาสมัครนั่งพับขาทั้งสองข้างราบลงกับพื้น หันปลายเท้าไปด้านหลัง จะพับขาทั้งสองข้างไปทางด้านซ้ายหรือพับไปทางด้านขวาก็ได้ตามถนัด มือประสานไว้ที่หน้าตัก

ขั้นตอนการติดขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้า กล้ามเนื้อหลัง (Surface electrode placement)

1. ก่อนทำการติดขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้า จะต้องทำการขัดผิวและทำความสะอาดผิวหนัง เพื่อลดค่าความต้านทานของผิวหนัง¹¹⁻¹³

2. ทำการติดขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้าบนผิวหนังแบบ Ag-AgCl discs ขนาด 55 มิลลิเมตร (3MTM Red DotTM 2271 Gel electrodes, GE medical system, Hong Kong Ltd.) บนกล้ามเนื้อ Superficial multifidus (MF) บริเวณด้านข้างของ spinous process ระดับ L5 ทั้งสองข้าง โดยติดขนานตามลายใยกล้ามเนื้อในแนวเส้นสมมุติระหว่าง PSIS และระหว่างช่อง L1-L2¹⁴⁻¹⁶

ส่วนกล้ามเนื้อ Iliocostalis lumborum (IL) ทำการติดขั้วบันทึกที่บริเวณระดับเดียวกันกับ spinous

process ระดับ L2 ทั้งสองข้าง โดยติดขนานตามลายใยกล้ามเนื้อในแนวเส้นสมมุติระหว่าง PSIS และขอบของกระดูกชายโครงที่ 12 (12th rib) และให้ขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้าห่างจากกันประมาณ 1 เซนติเมตร¹⁴⁻¹⁶ แล้วติดขั้วบันทึกอ้างอิง (reference electrode) บริเวณปุ่มกระดูก Iliac crest (ภาพ 2 a, b)

3. ทำการต่อขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้ากับเครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ (ยี่ห้อ Noraxon EMG รุ่น Multi-channel cable units, MyoSystem 1400, USA) โดยตั้งค่าการตรวจคลื่นไฟฟ้ากล้ามเนื้อ ดังนี้ สัญญาณไฟฟ้าจะผ่านตัวขยายสัญญาณไฟฟ้า (differential amplifier) ชนิด Common mode rejection ratio (CMRR) > 100 dB, total gain 1,000, Noise < 1 μ V, 1,000 Hz sampling rate และผ่านตัวกรองสัญญาณไฟฟ้า (Band pass filter, 10 – 500 Hz) โดยทำการวิเคราะห์ตลอดช่วง 30 วินาทีที่บันทึกขณะนั่งพับเพียบ สัญญาณไฟฟ้าจะผ่านกระบวนการประมวลสัญญาณ (Rectifier EMG, Root mean square; RMS) และได้ค่าสัญญาณที่มีหน่วยเป็น ไมโครโวลต์ (μ V)

4. ในการศึกษานี้จะเรียกชื่อขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้าที่ติดบนกล้ามเนื้อหลังทั้ง 2 ด้านว่า ด้านโค้งเว้า (concave side) และด้านโค้งนูน (convex side) กระดูกสันหลัง

5. ทำการทดสอบความถนัดของขา (leg dominance test)^{17, 18} โดยให้ทำกิจกรรม 3 อย่าง (เตะลูกบอล, ใช้เท้าเขียนชื่อตนเอง, กระโดดขาเดียวไปข้างหน้า) โดยขาข้างที่ถนัด (dominant leg) คือขาที่ใช้ทำกิจกรรม 2 ใน 3 เพื่อใช้พิจารณาลักษณะการนั่งพับเพียบของอาสาสมัคร

วิธีการหาค่า 100 เปอเซ็นต์ของสัญญาณไฟฟ้าสูงสุดขณะหดตัวแบบอยู่นิ่งกับที่ (100% signal of maximum voluntary isometric contraction, 100%MVIC, μ V)^{14,16}

1. การทดสอบแรงในการหดตัวสูงสุด (maximum voluntary isometric contraction; MVIC)

ของกล้ามเนื้อโดยใช้วิธี Modified Biering -Sorensen test^{14,16} หลังจากทำการติดขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้าแล้วให้อาสาสมัครนอนคว่ำบนเตียง (ภาพ 2 c)

2. ผู้วิจัยนำไม้กำหนดตำแหน่ง (reference marker) มาวางไว้ที่บริเวณหลังในระดับ mid thoracic ของอาสาสมัครแต่ละคน เพื่อกำหนดให้อาสาสมัครรักษาระดับของการเกร็งกล้ามเนื้อหลังให้คงที่ ขณะที่เริ่มทำการบันทึกสัญญาณไฟฟ้า โดยให้อาสาสมัครประสานมือกันวางไว้ที่หน้าผาก จากนั้นผู้วิจัยเตือนเสียงตัวที่รองรับร่างกายส่วนบนลง เพื่อให้เกิดแรงต้านสูงสุด (maximal effort) พร้อมกับเริ่มบันทึกสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อทั้ง 2 มัด โดยให้เกร็งหลังค้างไว้ 5 วินาที ทำการทดสอบ 2 ครั้ง พัก 1 นาทีระหว่างการทดสอบแต่ละครั้ง¹⁶

3. นำค่าสัญญาณไฟฟ้า (sEMG) ที่บันทึกได้ทั้ง 2 ครั้งมาหาค่าเฉลี่ย และบันทึกค่าสัญญาณไฟฟ้าที่เก็บได้เป็นค่าสัญญาณไฟฟ้าสูงสุดขณะหดตัวแบบอยู่นิ่งกับที่ (100% MVIC, μ V) ของอาสาสมัครแต่ละคน เพื่อที่จะได้นำไปใช้ในการเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อหลังแต่ละมัด (normalized EMG) ในขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบและพื้นลาดเอียงของแต่ละบุคคล ในขณะที่ทำการวัดค่าสัญญาณกล้ามเนื้อในท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ และ ท่านั่งพับเพียบปรับระดับพื้นลาดเอียง ท่าละ 30 วินาที โดยจะนำสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อแต่ละมัดมาเทียบเป็นร้อยละของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุด (% MVIC: หน่วย μ V) ของอาสาสมัครแต่ละคน

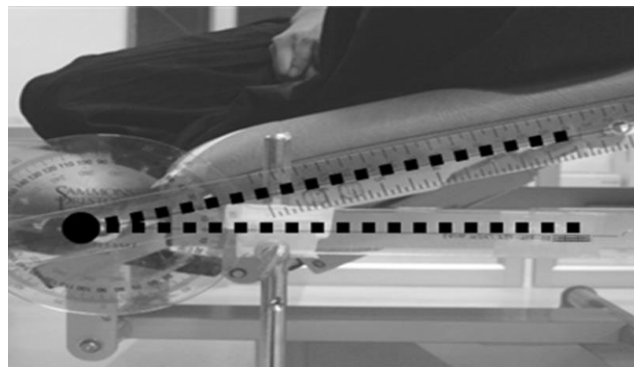
การจัดท่านั่งพับเพียบ (Sideways sitting position)

1. ผู้วิจัยใช้การจัดท่านั่งพับเพียบที่ถูกต้องตามมารยาทไทย¹ เช่น นั่งพับขาทั้งสองข้างราบลงกับพื้นหันปลายเท้าไปด้านหลัง จะพับขาทั้งสองข้างไปทางด้านซ้าย หรือพับไปทางด้านขวาก็ได้ตามถนัด ระวังอย่าให้นิ้วเท้าเกินแนวหัวเข่าออกมาข้างหน้า จากนั้นทำการใช้กระดาษกาทำตำแหน่งจุดอ้างอิงบนพื้นเตียง เพื่อให้

(a)



(b)



(c)



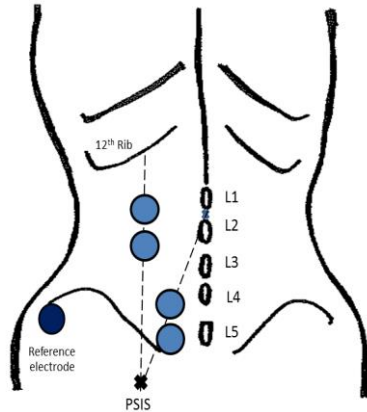
ภาพ 1 a) แสดงตำแหน่งเส้นทแยงมุมจากจุดหมุนของเตียงปรับระดับไปตัดกับมุมฉากด้านตรงข้ามของเตียง

โดยสัญลักษณ์ x แสดงจุดที่สัมพันธ์กับ ischial tuberosity ขณะนั่งพับเพียบ

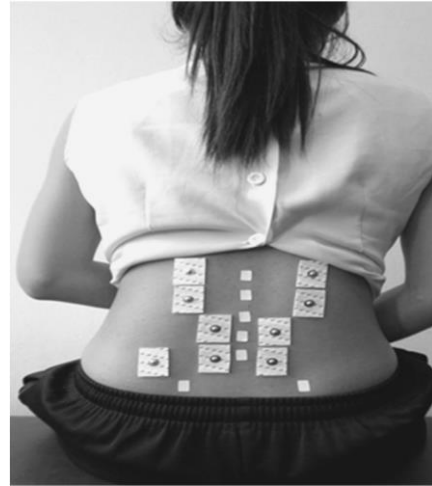
b) การติดตั้ง Goniometer และ วิธีวัดมุมองศาความลาดเอียง

c) ตำแหน่งของ spinous process ของกระดูกสันหลัง ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ เพื่อวัดมุมแนวกระดูกสันหลัง

a) ภาพจำลองตำแหน่งติดขั้วบันทึก



b) ตำแหน่งติดขั้วบันทึกในอาสาสมัคร



c) ทำทดสอบ Modified Biering-Sorensen testing



d) ทำนั่งพับเพียบที่ถูกต้อง



ภาพ 2 a) แสดงตำแหน่งการติดขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ Multifidus (MF) และ กล้ามเนื้อ Iliocostalis lumborum (IL) (15-16)
b) การติดขั้วบันทึกสัญญาณไฟฟ้าบริเวณหลังของอาสาสมัคร ขณะทำนั่งตรง
c) แสดงการทดสอบ Modified Biering-Sorensen testing เพื่อหาค่า Maximal voluntary isometric contraction (100% MVIC) (16)
d) การจัดท่านั่งพับเพียบที่ถูกต้อง โดยทำตำแหน่งอ้างอิงบนพื้นเตียงด้วยเทปขาว และนำมากำหนดตำแหน่งให้สัมพันธ์กับ Sternal angle ของอาสาสมัคร

อาสาสมัครอยู่ในท่าที่ถูกต้องตลอดการเก็บข้อมูล (ภาพ 2 d)

2. คลำ sternal angle บริเวณหน้าอกเพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการกำหนดท่านั่งพับเพียบที่ถูกต้อง

3. นำไม้กำหนดตำแหน่งให้สัมผัสกับ sternal angle ของอาสาสมัคร ตลอดระยะเวลาที่ทำการเก็บข้อมูล เพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงท่านั่งพับเพียบ โดยให้ทรงท่าไว้ 30 วินาที ทำการทดสอบ 2 ครั้ง ในท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ และบนพื้นปรับระดับลาดเอียงที่รู้สึกสบายขณะนั่ง

4. นำค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ (EMG) ในท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ 30 วินาที และ ท่านั่งพับเพียบปรับระดับพื้นลาดเอียง 30 วินาที มาคำนวณหาร้อยละของสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อสูงสุด (% MVIC; หน่วย μV)

การวิเคราะห์ทางสถิติ

ข้อมูลถูกนำมาทดสอบโดยโปรแกรมสถิติสำเร็จรูป SPSS โดยทำการทดสอบการกระจายข้อมูลด้วย Shapiro-Wilk test ข้อมูลที่ได้มีการกระจายเป็นเส้นโค้งปกติ (normal distribution) จึงใช้สถิติแบบ Paired t-test ในการเปรียบเทียบมุมองศาแนวกระดูกสันหลัง และการทำงานของกล้ามเนื้อในขณะนั่งพับ

เพียบบนพื้นราบและท่านั่งพับเพียบบนพื้นที่มีการปรับความลาดเอียงโดยตั้งค่าความเชื่อมั่นที่ระดับ 95 %; p -value<0.05

ผลการวิจัย

อาสาสมัครเป็นนิสิตมหาวิทยาลัยนเรศวรที่ผ่านเกณฑ์การคัดเลือกทั้งหมด 15 คน ($N=15$) คุณลักษณะทั่วไปของอาสาสมัคร (ตาราง 1) และข้อมูลทุกตัวมีการกระจายแบบโค้งปกติ (normal distribution) โดยผู้เข้าร่วมการศึกษาล้วนใหญ่มีความถนัดด้านขวา จำนวน 14 คน ($n=14$) มีเพียง 1 คน ที่มีความถนัดด้านซ้าย ($n=1$) และพบว่าขณะนั่งพับเพียบอาสาสมัครจะนั่งทับด้านตรงข้ามกับความถนัดของขาทั้งหมด

ค่าของมุมแนวกระดูกสันหลังในท่านั่งปกติกำหนดให้มีลักษณะเป็นเส้นตรงเท่ากับ 180 องศา โดยพบว่ามุมแนวกระดูกสันหลังของท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับมุมแนวกระดูกสันหลังในท่านั่งพับเพียบบนพื้นที่มีความลาดเอียง ($p=0.023$) (ตาราง 2) และค่ามุมความลาดชันที่ทำให้มีความรู้สึกสบายในขณะนั่งพับเพียบพบว่ามีค่าเฉลี่ย (mean $\pm$ SD) เท่ากับ 10.33 ± 2.79 องศา

ตารางที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัครจำนวน 15 คน ($N=15$)

ข้อมูลทั่วไปอาสาสมัคร ($N=15$)	ค่าเฉลี่ย (Mean $\pm$ SD)	พิสัย (Range)
อายุ (ปี)	21.01 ± 1.98	18.00 - 25.00
ส่วนสูง (เมตร)	1.59 ± 0.08	1.49 - 1.75
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	53.17 ± 6.38	46.00 - 67.00
ค่าดัชนีมวลกาย ($กก./ม^2$)	21.02 ± 1.89	18.75 - 24.75

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยของมุมของแนวกระดูกสันหลัง (modified Cobb's angle) ในท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ และท่านั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียงที่รู้สึกสบาย ของอาสาสมัครจำนวน 15 คน

ชนิดท่านั่ง	มุมค่าเฉลี่ย (Mean $\pm$ SD, องศา)	พิสัย (Range)
ท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ	151.53 $\pm$ 8.79	129.00-169.00
ท่านั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง	170.80 $\pm$ 6.77	160.00-180.00
<i>p-value</i>	0.023*	

* ระดับนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$)

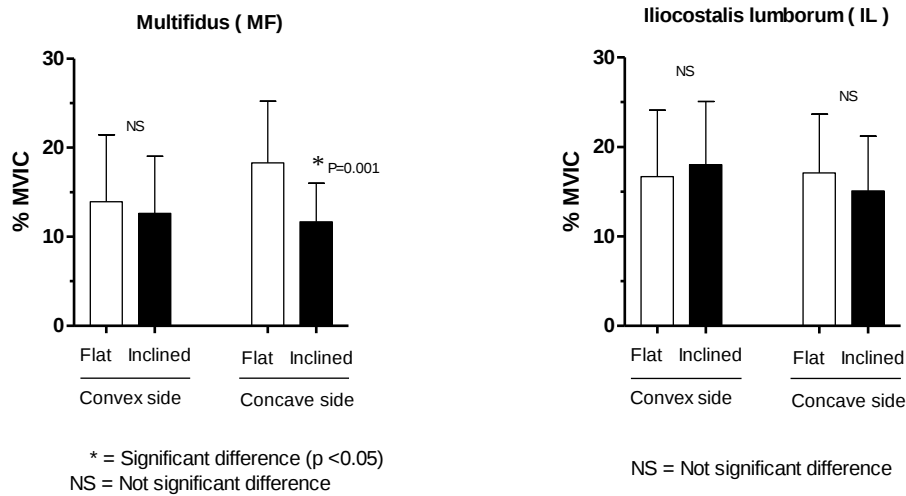
ตารางที่ 3 เปรียบเทียบร้อยละสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อสูงสุด (% MVIC: μ V) ของกล้ามเนื้อ Multifidus (MF) และกล้ามเนื้อ Iliocostalis lumborum (IL) ในด้านโค้งนูน (convex side) และด้านโค้งเว้า (concave side) ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ (Flat surface) และพื้นลาดเอียง (Inclined surface)

Multifidus (MF)	ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ	ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง	<i>P-value</i>
	Mean $\pm$ SD (%MVIC)	Mean $\pm$ SD (%MVIC)	
ด้านโค้งนูน (Convex side)	13.94 $\pm$ 7.53	12.64 $\pm$ 6.40	0.202
ด้านโค้งเว้า (Concave side)	18.31 $\pm$ 6.89	11.68 $\pm$ 4.33	0.001*
<i>P-value</i>	0.179	0.527	

* ระดับนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$), NS = Not significant difference

Iliocostalis lumborum (IL)	ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ	ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง	<i>P-value</i>
	Mean $\pm$ SD (%MVIC)	Mean $\pm$ SD (%MVIC)	
ด้านโค้งนูน (Convex side)	16.70 $\pm$ 7.40	18.01 $\pm$ 7.07	0.405
ด้านโค้งเว้า (Concave side)	17.10 $\pm$ 6.57	15.08 $\pm$ 6.13	0.168
<i>P-value</i>	0.876	0.137	

* ระดับนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$), NS = Not significant difference



ภาพ 3 กราฟแท่งแสดงการเปรียบเทียบร้อยละสัญญาณไฟฟ้าในกล้ามเนื้อสูงสุด (% MVIC:μv) ของกล้ามเนื้อ Multifidus (MF) และ กล้ามเนื้อ Iliocostalis lumborum (IL) ในด้านโค้งนูน (convex side) และด้านโค้งเว้า (concave side) ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ (Flat surface) และพื้นลาดเอียง (Inclined surface)

เมื่อเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อ MF และ IL ทั้งสองด้าน ในขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ พบว่ากล้ามเนื้อ MF และ IL ระหว่างด้านโค้งเว้า (concave side) และด้านโค้งนูน (convex side) ทำงานไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p=0.179$ (MF) และ $p=0.876$ (IL) ตามลำดับ (ตาราง 3) เมื่อเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อ MF และ IL ทั้งสองด้าน ในขณะนั่งพับเพียบบนพื้นปรับระดับลาดเอียง ก็ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างด้านโค้งเว้าและด้านโค้งนูน ทั้งกล้ามเนื้อ MF ($p=0.527$) และกล้ามเนื้อ IL ($p=0.137$) (ตาราง 3) เมื่อเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อ MF ของด้านโค้งเว้า ระหว่างทำนั้งบนพื้นราบ และขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง พบว่า ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง มีค่าสัญญาณไฟฟ้าในการทำงานของกล้ามเนื้อ MF แตกต่างกับขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.001$) ในขณะที่กล้ามเนื้อ MF ด้านโค้งนูน ไม่พบความแตกต่างระหว่างทำนั้งทั้งสองท่า ($p=2.202$) (ตาราง 3, ภาพ 3)

เมื่อเปรียบเทียบการทำงานของกล้ามเนื้อ IL ของทั้งด้านโค้งเว้า และด้านโค้งนูน ระหว่างทำนั้งบนพื้นราบ และขณะนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง พบว่าทำนั้งพับเพียบทั้ง 2 ท่า นั้น สัญญาณกล้ามเนื้อทำงานไม่แตกต่างกันทั้งด้านโค้งนูน ($p=0.405$) และด้านโค้งเว้า ($p=0.168$) ของกระดูกสันหลัง (ตาราง 3) นอกจากนี้ยังพบว่า ขณะนั่งพับเพียบมีแนวกระดูกสันหลังเบนลักษณะโค้งรูปตัว C ทั้ง 15 คน โดยพบว่ามี 8 คน (53.33%) ที่พบว่ามีจุดสูงสุดของส่วนโค้งอยู่ที่ระดับสันนูนของกระดูกสันหลังส่วนอกซี่ที่ 11 (spinous process of T11)

อภิปรายผลการศึกษา (Discussion)

การศึกษานี้พบว่า อาสาสมัครทั้งหมดนั่งพับเพียบท่าขาข้างที่ไม่ถนัด ขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ นั้นจะทำให้เกิดการเบนของแนวกระดูกสันหลัง (scoliosis) แบบรูปตัวซี โดยจะพบแนวกระดูกสันหลังด้านโค้งนูน อยู่ด้านขาข้างไม่ถนัด และแนวกระดูกโค้งด้านเว้า อยู่ด้านที่ถนัดของขา โดยมีค่าเฉลี่ยของมุมแนวกระดูกสันหลัง เท่ากับ 151.53 ± 8.79 องศา โดยมี

จุดสูงสุดของส่วนโค้งอยู่ที่ระดับสันนูนของกระดูกสันหลังส่วนอกชั้นที่ 9 ถึง 11 (T9-T11) ซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของแนวกระดูกสันหลังและระดับของกระดูกเชิงกรานในขณะนั่งพับเพียบบนพื้นราบ ซึ่งท่านั่งนี้จะทำให้ระดับของ PSIS และระดับ iliac crest ทั้งสองข้างไม่เท่ากัน โดยแนวของกระดูกเชิงกรานของขาข้างที่อยู่ด้านบนจะมีการยกตัวสูงขึ้นกว่ากระดูกเชิงกรานของขาข้างที่ถูกทับ นอกจากนี้ มีหลายการศึกษาได้กล่าวถึงความสัมพันธ์ของระดับกระดูกเชิงกราน กับแนวของกระดูกสันหลังว่า การยกตัวไม่เท่ากันของกระดูกเชิงกรานนั้นเป็นผลทำให้เกิดการโค้งของกระดูกสันหลังส่วนอกและเอวและทำให้กล้ามเนื้อสะโพก กล้ามเนื้อหลังทำงานไม่สมดุลกัน รวมถึงการกระจายน้ำหนักตัว¹⁹⁻²¹ ดังนั้น ท่านั่งพับเพียบจึงจัดเป็นท่าทางการนั่งที่ไม่ดี (poor sitting posture) ตามหลักชีวกลศาสตร์ เพราะทำให้มีการกระจายน้ำหนักลงพื้นไม่เท่ากัน²¹ และในท่านั่งพับเพียบนี้ยังส่งผลทำให้จุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย ไม่ตกอยู่บริเวณกึ่งกลางของพื้นที่ฐานรองรับของร่างกาย ทำให้เสี่ยงต่อการเอน หรือเอียงล้มขณะนั่งพับเพียบได้²² ซึ่งเป็นที่ทราบกันว่าภาวะกระดูกสันหลังคด จะส่งผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อทั้ง 2 ด้าน ให้ทำงานไม่สมดุลกัน²³⁻²⁶ จากภาวะกระดูกสันหลังคด สามารถแบ่งได้เป็น 2 ชนิด ได้แก่ ชนิดที่มีความผิดปกติของโครงสร้างกระดูก และ ชนิดที่เกิดจากท่าทางที่ผิดปกติ^{23,24} จากท่านั่งพับเพียบทำให้เกิดแนวกระดูกส่วนโค้งรูปตัวซี ดังนั้น ท่านั่งพับเพียบจึงจัดเป็นภาวะกระดูกสันหลังคดจากท่าทางที่ผิดปกติ (postural scoliosis) แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษาครั้งนี้พบว่าท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบนั้น กล้ามเนื้อ MF และ IL ทำงานไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$) ทั้งนี้เนื่องจาก ในการศึกษาครั้งนี้ อาสาสมัครอยู่ในท่านั่งพับเพียบนานเพียงเป็นระยะเวลาสั้นๆ (เพียง 30 วินาที) ซึ่งอาจจะยังไม่นานเพียงพอที่จะทำให้เห็นความแตกต่างของสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหลังทั้ง 2 มัดอย่างชัดเจน ทั้ง 2 แบบในขณะนั่งพับเพียบ

อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้พบว่าขณะที่นั่งพับเพียบในพื้นราบในการศึกษานี้ ดูเหมือนว่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ MF ของด้านใดด้านหนึ่งจะทำงานมากกว่าด้านที่ไม่ถนัดเล็กน้อย แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.179$) ดังนั้น การนั่งพับเพียบบนพื้นราบนั้นอาจจะทำให้มีแนวโน้มของการทำงานของกล้ามเนื้อทั้ง 2 ด้าน ทำงานกันแบบไม่สมดุลได้ ถ้านั่งในระยะเวลาที่นานมากขึ้นได้ นอกจากนี้ การศึกษาครั้งนี้พบว่าขณะที่นั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง ค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อมีการทำงานทั้ง 2 ด้านที่ใกล้เคียงกันมากขึ้น ซึ่งอาจเกิดจากการปรับแนวของกระดูกสันหลังให้มีลักษณะตรงมากขึ้น จากการปรับระดับของเชิงกรานทั้ง 2 ด้านให้สูงใกล้เคียงกัน

เมื่อทำการเปรียบเทียบสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อระหว่างท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ กับท่านั่งพับเพียบบนพื้นปรับระดับลาดเอียง ในกล้ามเนื้อด้านใดด้านใด พบว่ามีเพียงสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ MF ที่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.001$) โดยพบว่าเมื่ออยู่ในท่านั่งพับเพียบบนพื้นปรับระดับลาดเอียง สัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ MF ด้านใดด้านหนึ่งจะทำงานลดลง เมื่อเทียบกับท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบและมีค่าใกล้เคียงกับค่าสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อ MF ด้านใดด้านหนึ่ง ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการนั่งพับเพียบบนพื้นลาดปรับระดับจะช่วยทำให้กล้ามเนื้อ MF ของหลังทั้ง 2 ด้านทำงานได้สมดุลมากยิ่งขึ้น ดังนั้น การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการปรับระดับของ PSIS และ iliac crest ทั้งสองข้างให้มีระดับสูงใกล้เคียงกันขณะนั่งพับเพียบโดยการปรับความลาดเอียงของพื้น มีผลต่อการทำงานของเฉพาะกล้ามเนื้อ MF ทั้งนี้เนื่องจาก มีรายงานการศึกษาว่า ไยกล้ามเนื้อ MF จะทำงานแบบลักษณะหดตัวช้า (slow twitch fibers) ทำให้คุณสมบัติของกล้ามเนื้อมัดนี้มีความเหมาะสมกับการทำงานที่ต้องหดตัวคงค้าง (sustained tonic action) หรือ ช่วยในการคงความมั่นคงของกระดูกสันหลังส่วนเอว (maintain stability of lumbar spine)^{27,28} ดังนั้น จึงแสดงให้เห็นว่า

เมื่อนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียงจะมีผลต่อการทำงานของกล้ามเนื้อมัดนี้ลดลงในการทรงตัวนั่งพับเพียบ โดยสามารถทรงตัวได้โดยใช้การทำงานของกล้ามเนื้อที่น้อยลง (muscular efficiency) และมีความรู้สึกสบายของหลังมากกว่าในท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ นอกจากนี้ การนั่งพับเพียบบนพื้นลาดเอียง จะช่วยทำให้แนวกระดูกสันหลังมีลักษณะตรงขึ้นเมื่อเทียบกับท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบ จึงอาจจะเป็นเหตุผลที่ทำให้กล้ามเนื้อหลังทั้ง 2 ด้านทำงานได้ใกล้เคียงสมดุลมากยิ่งขึ้น (muscular balance)

อย่างไรก็ตาม สัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ IL ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของกล้ามเนื้อทั้ง 2 ด้าน ในการนั่งพับเพียบบนพื้นราบและพื้นลาดเอียง ทั้งนี้เนื่องจาก กล้ามเนื้อมัดนี้จะมีหน้าที่หลักในการเหยียดหลังตรงด้านแรงโน้มถ่วงโลก¹⁴ หรือทำงานในลักษณะที่ต้องใช้แรงในการทำงานมาก²⁹ ดังนั้น กล้ามเนื้อมัดนี้จึงต้องทำงานตลอดเวลาในการเหยียดหลังตรงขณะนั่งพับเพียบทั้ง 2 ท่าในการศึกษานี้ เพื่อรักษาแนวกระดูกสันหลังและรักษาจุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย ให้ตกอยู่ในพื้นที่ฐานรองรับของร่างกายขณะนั่งพับเพียบ เพื่อไม่ให้เกิดการล้มขณะนั่งพับเพียบ จึงทำให้ไม่เห็นความแตกต่างในการศึกษานี้

ข้อเสนอแนะในการศึกษาครั้งต่อไปควรเพิ่มจำนวนอาสาสมัครให้มากขึ้น ควรมีช่วงอายุของอาสาสมัครที่หลากหลาย และควรเพิ่มระยะเวลาการนั่งพับเพียบให้มีเวลานานมากขึ้น เพื่อดูการทำงานของกล้ามเนื้อของหลังทั้ง 2 มัด ให้คล้ายกับการนั่งพับเพียบในการใช้ชีวิตประจำวัน เช่น การสวดมนต์ การนั่งรับประทานอาหารบนพื้น¹⁻² เป็นต้น

สรุปผลการศึกษา (Summary)

ท่านั่งพับเพียบบนพื้นราบนั้นทำให้เกิดแนวกระดูกสันหลังคด (postural scoliosis) และการปรับพื้นลาดเอียงมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ MF ให้ทั้งด้านโค้งเว้าและโค้งนูน ทำงานได้สมดุลมากขึ้นขณะทรงตัวนั่งพับเพียบ (โดยการลดการ

ทำงานของกล้ามเนื้อ MF ด้านโค้งเว้า) นอกจากนี้ การนั่งบนพื้นลาดเอียงจะทำให้แนวกระดูกสันหลังมีลักษณะที่ตรงขึ้น ใกล้เคียงกับท่านั่งปกติ

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ รศ.ดร.ปณดา เตชทรัพย์ อมร ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ช่วยให้ข้อเสนอแนะในการวิจัยครั้งนี้ และ ขอขอบคุณอาสาสมัครทุกท่านที่เข้าร่วมโครงการวิจัยนี้

เอกสารอ้างอิง (References)

1. มารยาทไทย. สำนักงานคณะกรรมการวัฒนธรรมแห่งชาติ. กรุงเทพฯ: กระทรวงวัฒนธรรม, 2550.
2. Thai etiquette: Sitting [Internet]. 2015 [cited 2015 Mar 16]. Available from: <http://www.seameo.org/vl/thaiet/index1.htm>.
3. Norkin CC, Levangie PK. Basic concepts in biomechanics. In: Norkin CC and Levangie PK, editors. Joint structure and function: a comprehensive analysis. 2nd ed. Philadelphia: F.A. Davis company; 1992. p.1-56.
4. de Looze MP, Kuijt-Everst LF, van Dieen JV. Sitting comfort and discomfort and the relationship with objective measures. Ergonomics 2003; 46(10):985-97.
5. Skaggs DL. Adolescent idiopathic scoliosis: an update. Am Fam Physician 1996; 53(7):2327-35.
6. Greiner KA. Adolescent idiopathic scoliosis: radiologic decision-making. Am Fam Physician 2002; 65(9):1817-22.
7. Valachi B, Valachi K. Mechanism leading to musculoskeletal disorders in dentistry. J Am Dent Assoc 2003; 134:1344-50.

8. ภาณุพันธ์ ทรงเจริญ. กลุ่มอาการเส้นประสาทถูกกดทับในส่วนขา. ใน: ภาณุพันธ์ ทรงเจริญ, บรรจง มไหสวริยะ บรรณาธิการ การบาดเจ็บของเส้นประสาท. กรุงเทพฯ: เรือนแก้วการพิมพ์; 2539. หน้า 247-79.
9. Greendale GA, Nili NS, Huang MH, Seeger L, Karlamangla AS. The reliability and validity of three non-radiological measures of thoracic kyphosis and their relations to the standing radiological Cobb angle. *Osteoporos Int* 2011; 22(6):1897-905.
10. Rheault W, Ferris S, Foley JA, Schaffhauser D, Smith R. Intertester reliability of the flexible ruler for the cervical spine. *J Orthop Sports Phys Ther* 1989;10(7):254-6.
11. Fridlund AJ, Cacioppo JT. Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology* 1986; 23(5):567-89.
12. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. 1st ed. Gaithersburg: Aspen publishers. Inc; 1998.
13. Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 2001; 29(1):20-5.
14. Ng JK, Richardson CA. Reliability of electromyographic power spectral analysis of back muscle endurance in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77:259-64.
15. Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, et al. 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(3):333-42.
16. Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997; 77(9):954-61.
17. Velotta J, Weyer J, Ramirez A, Winstead J, Bahamonde R. Relationship between leg dominance tests and type of task. *Portuguese Journal of Sport Sciences* 2011;11(suppl 2):1035-8.
18. Hoffman M, Schrader J, applegate T, Kocaja D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of health subjects. *J Athl Train* 1998;33(4):319-22.
19. van Geffen P, Veltink PH, Koopman BF. Can pelvis angle be monitored from seat support forces in healthy subjects? 2009 *J Biomech Eng* [Internet]. [cited 2015 Mar 1];131(3):034502. Available from: <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1423952>
20. van Geffen P, Reenalda J, Veltink PH, Koopman BF. Decoupled pelvis rotation in sitting: a passive motion technique that regulates buttock load associated with pressure ulcer development. *J Biomech* 2009 ;42(9):1288-94.
21. Kurazumi Y, Matsubara N, Horikoshi T. Effect of posture on the heat transfer areas of the human body. *Building and Environment* 2008; 43(10):1555-65.
22. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol* 1994; 4(6):877-87.
23. Anderson SM. Spinal curves and scoliosis. *Radiol Technol* 2007; 79(1):44-65.

-
24. Taft E, Francis R. Evaluation and management of scoliosis. J Pediatr Health Care 2003;17(1):42-4.
25. Fidler MW, Jowett RL. Muscle imbalance in the aetiology of scoliosis. J Bone Joint Surg Br 1976; 58(2):200-1.
26. Cassidy JD, Brandell BR, Nykoliation JW, Wedge J. The role of paraspinal muscle in the pathogenesis of idiopathic scoliosis: a preliminary EMG study. J Can Chiropr Assoc 1987; 31(4): 179-84.
27. Ng JK, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M. Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. J Orthop Sports Phys Ther 1998; 27(6):389-402.
28. O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Moller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. Spine 2002; 27(11):1238-44.
29. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. Acta Orthop Scand Suppl 1989; 230:1-54.