รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ
การเพิ่มความสามารถในการลงน้ำหนักของขาขณะยืนและเดิน จากข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาที่ได้จากไม้เท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

โดย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ รัมภา บุญสินสุข และคณะ

เมษายน 2553

สัญญาเลขที่ MRG5180265

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ
การเพิ่มความสามารถในการลงน้ำหนักของขาขณะยืนและเดิน จากข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาที่ได้จากไม้เท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ผู้วิจัย และสังกัด

1. ผศ. ดร. รัมภา บุญสินสุข

กายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

2. นางสาวลาวัลย์ พานิชเจริญ

แผนกกายภาพบำบัด สถาบันประสาทวิทยา กรมการแพทย์

3. รศ. ดร. ปานสิริ พันธุ์สุวรรณ

กายวิภาคศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

4. Associate Professor Dr. Joyce Fung

School of Physical and Occupational Therapy, McGill University, Canada

สนับสนุนโดยสำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกอ. และ สกว. ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

Project Code : MRG5180265

(รหัสโครงการ) MRG5180265

Project Title : Improvement of lower limb weight bearing during standing and walking as a result of light touch cues through a cane in stroke subjects

(ชื่อโครงการ) การเพิ่มความสามารถในการลงน้ำหนักของขาขณะยืนและเดินจากข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาที่ได้จากไม้เท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

Investigator :

Assistant Professor Rumpa Boonsinsukh

Physical Therapy, Faculty of Health Science, Srinakharinwirot University

Miss Lawan Panichareon

Rehabilitation Medicine department, Prasart Neurological Institute

Associate Professor Pansiri Phansuwan-Pujito

Department of Anatomy, Faculty of Medicine, Srinakharinwirot University

Associate Professor Joyce Fung

School of Physical and Occupational Therapy, McGill University

(ชื่อนักวิจัย)

ผศ. ดร. รัมภา บุญสินสุข

กายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

นางสาวลาวัลย์ พานิชเจริญ

แผนกกายภาพบำบัด สถาบันประสาทวิทยา กรมการแพทย์

รศ. ดร. ปานสิริ พันธุ์สุวรรณ

กายวิภาคศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

Associate Professor Joyce Fung

School of Physical and Occupational Therapy, McGill University, Canada

E-mail Address : rumpa@swu.ac.th

Project Period : 15 May 2008 – 14 May 2010

(ระยะเวลาโครงการ) 15 พฤษภาคม 2551 – 14 พฤษภาคม 2553

ABSTRACT

One of the typical impairment following stroke is a decrease in the function of paretic leg during walking. Light touch cues obtained from lightly touching a cane on the ground (with the touch force of less than 4 Newtons) have been found to improve pelvic stability and paretic lower limb muscle activations during walking. Two questions have been assessed in this study; 1) Can higher activations of lower limb muscles result in the increased weight acceptance on the paretic lower limb during standing and walking and 2) What is the clinical variables used to identify whether the subjects with stroke would benefit from light touch cue through a cane. Sixty-two sub-acute stroke subjects with the average age of 59.4 years performed single legged standing and walking while using a cane in 3 conditions; force contact (FC), touch contact (TC) and no-touch contact (NC). Vertical ground reaction force on each foot and the force from the cane were measured synchronously at 200 Hz. Centre of body mass acceleration in the medio-lateral direction was captured at 1,500 Hz using the accelerometer. Muscle activations from bilateral vastus medialis (VM) and tensor fascia latae (TFL) were assessed at 1,500 Hz using the noraxon EMG system. Physical performance of all subjects was tested using the lower limb motor and balance domains of the Fugl-Meyer Assessment Scale. Results of the study show higher vertical ground reaction force on the paretic leg during both single-legged stance and walking in the TC and NC conditions than the FC condition. Medio-lateral acceleration was greater in the NC conditions, but was lower in the FC and TC conditions. These results indicate that the light touch cue can increase weight bearing on the paretic leg while providing more trunk stability than no touch condition. The increase in paretic weight bearing during standing and walking corresponds to the higher muscle activations of paretic VM and TFL in the TC and NC conditions. The scatter plot reveals that the lower limb motor domain and the combination of lower limb motor and balance domains of Fugl-Meyer are the significant clinical variables that can be used to distinguish the subjects who are able to perform light touch contact. In contrast, the balance domain of the Fugl-Meyer scale or the stroke onset duration does not show a unique pattern used to identify the different TC or FC group.

Keywords: Light touch, Haptic cue, Stroke, Weight acceptance, Walking

บทคัดย่อ

ความบกพร่องที่เป็นลักษณะเฉพาะของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง คือมีการทำงานของขาข้างอ่อนแรงขณะเดินลดลง การศึกษาที่ผ่านมาพบว่า การสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้า (แรงที่กดบนไม้เท้าน้อยกว่า 4 นิวตัน) ช่วยเพิ่มความมั่นคงของสะโพกและช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อขาข้างอ่อนแรงขณะเดิน การศึกษานี้ตอบคำถาม 2 ข้อ คือ 1) การทำงานที่เพิ่มขึ้นของขาข้างอ่อนแรงจะส่งผลให้ขาข้างอ่อนแรงมีการลงน้ำหนักเพิ่มมากขึ้นหรือไม่ และ 2) อะไรคือตัวแปรทางคลินิกที่สำคัญในการบ่งชี้ว่าผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะได้รับประโยชน์จากการให้การสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้า ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกระยะหลังเฉียบพลันจำนวน 62 คนที่มีอายุเฉลี่ย 59.4 ปี ถูกทดสอบขณะยืนขาเดียวและเดิน โดยใช้ไม้เท้า 3 สภาวการณ์คือ กดไม้เท้าอย่างแรง กดอย่างแผ่วเบา และไม่กดไม้เท้า แรงกดในแนวดิ่งจากเท้าแต่ละข้างและแรงกดจากไม้เท้าถูกวัดในเวลาเดียวกันด้วยความถี่ 200 เฮิร์ตซ์ ความเร่งด้านข้างของจุดศูนย์กลางมวลวัดด้วยตัววัดความเร่งที่ความถี่ 1,500 เฮิร์ตซ์ สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ vastus medialis (VM) และ tensor fascia latae (TFL) บนขาทั้ง 2 ข้าง ถูกวัดโดยใช้ชุดวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ noraxon ที่ความถี่ 1,500 เฮิร์ตซ์ ความสามารถในการทำกิจกรรมของผู้ป่วยวัดโดยใช้แบบประเมิน Fugl-Meyer ด้านการทำงานของขาและการทรงตัว ผลของการศึกษาแสดงให้เห็นการเพิ่มขึ้นของแรงกดในแนวดิ่งจากเท้าข้างอ่อนแรงขณะยืนขาเดียวและเดิน ในสภาวการณ์ที่กดไม้เท้าอย่างแผ่วเบาและไม่กดไม้เท้าเมื่อเปรียบเทียบกับสภาวการณ์ที่กดไม้เท้าอย่างแรง แต่ความเร่งด้านข้างมีค่ามากในสภาวการณ์ที่ไม่กดไม้เท้าเมื่อเปรียบเทียบกับสภาวการณ์ที่กดไม้เท้าอย่างแรงและกดอย่างแผ่วเบา ผลการศึกษานี้ชี้ให้เห็นว่า การสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้าสามารถเพิ่มการลงน้ำหนักบนเท้าข้างที่อ่อนแรงได้ และขณะเดียวกันยังช่วยเพิ่มความมั่นคงของลำตัว การเพิ่มการลงน้ำหนักบนขาข้างอ่อนแรงสัมพันธ์กับปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อขาข้างอ่อนแรงที่เพิ่มมากขึ้นเมื่อสัมผัสอย่างแผ่วเบา ผลการวิเคราะห์ยังแสดงให้เห็นว่า คะแนนจากการทำงานของขาและคะแนนรวมจากการทำงานของขาและการทรงตัวในแบบประเมิน Fugl-Meyer เป็นตัวแปรทางคลินิกที่สำคัญที่ใช้บอกว่าผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกคนใดสามารถสัมผัสอย่างแผ่วเบาได้ ในทางกลับกัน คะแนนในส่วนการทรงตัวเพียงอย่างเดียวและค่าระยะเวลาที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองไม่ได้เป็นตัวแปรที่ใช้แยกแยะระหว่างกลุ่มที่สัมผัสแผ่วเบาได้และกลุ่มที่สัมผัสแผ่วเบาไม่ได้

โครงการโดยสรุป (Executive Summary)
สำหรับทุนพัฒนาศักยภาพในการทำงานวิจัยของอาจารย์รุ่นใหม่
เรื่อง
การเพิ่มความสามารถในการลงน้ำหนักของขาขณะยืนและเดิน
จากข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาที่ได้จากไม้เท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

---

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบา (light touch cues or haptic cues) คือข้อมูลที่ได้รับจากการแตะหรือสัมผัสวัตถุเพียงเบาๆด้วยนิ้วมือ (แรงกดประมาณ 100 กรัม) งานวิจัยหลายเรื่องเสนอข้อมูลตรงกันว่าข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาสามารถช่วยในการทรงตัว ทำให้ร่างกายมีความมั่นคงมากขึ้นในท่ายืน ความมั่นคงของร่างกายที่เพิ่มขึ้นนั้น น่าจะมาจากการที่ร่างกายได้รับข้อมูลเกี่ยวกับการรับรู้สภาพและตำแหน่งของร่างกายชัดเจนขึ้น (haptic information) ซึ่งข้อมูลเหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งที่นำไปสร้างภาพลักษณ์ของร่างกาย (body image) และแบบแผนภายในของร่างกาย (body internal representations) เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการเคลื่อนไหวของร่างกายขณะทำกิจกรรมประเภทต่างๆ ดังนั้น เมื่อระบบประสาทได้รับข้อมูลเกี่ยวกับตำแหน่งของร่างกายชัดเจนขึ้น (จากการให้สัมผัสเพียงแผ่วเบา) จึงสามารถสั่งให้กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่เกี่ยวกับการทรงตัวควบคุมให้ร่างกายมีความมั่นคงในท่าทางต่างๆมากขึ้น

โรคหลอดเลือดสมองเป็นโรคที่ทำให้เสียชีวิตเป็นอันดับ 3 รองจากโรคหัวใจและโรคมะเร็ง ผู้ป่วยที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองส่วนใหญ่มักไม่เสียชีวิต แต่จะมีปัญหาด้านการเคลื่อนไหวและการทรงตัวหลงเหลืออยู่ ซึ่งทำให้ไม่สามารถช่วยเหลือตนเองได้ตามปกติ หรือมีภาวะเสี่ยงต่อการหกล้ม ปัญหาการเคลื่อนไหวและการทรงตัวในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจากโรคหลอดเลือดสมองอาจมีสาเหตุมาจากความบกพร่องในการประสานการทำงานของระบบรับความรู้สึกและระบบสั่งการ (sensorimotor integration) งานวิจัยโดยรัมภาและคณะในปี 2004 ทำการเปรียบเทียบการปรับการทรงตัวทั้งในท่ายืนและท่าเดินขณะสัมผัสราวจับที่ติดไว้ข้างทางเดินด้วยนิ้วชี้และขณะไม่ได้สัมผัสราวจับในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ผลการศึกษาพบว่า เมื่อไม่ได้สัมผัสราวจับ ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะเสียการทรงตัว แต่เมื่อสัมผัสราวจับด้วยนิ้วชี้ ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะมีความมั่นคงของร่างกายเพิ่มมากขึ้น ซึ่งสังเกตได้จากลำตัวที่โอนเอนน้อยลง การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า ข้อมูลจากการสัมผัสเพียงแผ่วเบาช่วยให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีการเดินและการทรงตัวที่ดีขึ้น

อย่างไรก็ตาม ในทางคลินิก การสัมผัสราวจับอย่างแผ่วเบาด้วยนิ้วชี้ไม่สามารถปฏิบัติได้ง่าย เนื่องจากไม่สามารถหาราวจับได้ตลอดเวลาที่เดิน รัมภาและคณะ ในปี 2007 (ได้รับทุนพัฒนาศักยภาพในการทำงานของอาจารย์รุ่นใหม่ ปี 2548) จึงได้ประยุกต์การให้ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาขณะเดินโดยใช้ราวจับมาเป็นการใช้ไม้เท้า โดยเปรียบเทียบกับวิธีทั่วไปที่ผู้ป่วยนิยมถือไม้เท้าซึ่งจะออกแรงกดบนไม้เท้าเป็นปริมาณมาก ผลการศึกษาพบว่า การประยุกต์การให้ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาขณะเดินด้วยไม้เท้า เป็นวิธีที่สามารถใช้ได้จริงในทางปฏิบัติ เนื่องจากผู้ป่วยทุกคนสามารถใช้ไม้เท้าแตะพื้นอย่างแผ่วเบาได้ (แรงกดเฉลี่ย 230 กรัม) โดยผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเลือกรับข้อมูลการสัมผัสอย่างแผ่วเบาเฉพาะเวลาที่ขาข้างอ่อนแรงอยู่บนพื้น แสดงว่าข้อมูลการสัมผัสมีความสำคัญในการรับน้ำหนักของขาข้างที่อ่อนแรงขณะเดิน เมื่อให้ผู้ป่วยใช้ไม้เท้าสัมผัสอย่างแผ่วเบา พบว่าลำตัวของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีความมั่นคงด้านซ้าย-ขวามากกว่าการออกแรงกดบนไม้เท้าตามที่ใช้กันอย่างปกติ ความมั่นคงของลำตัวที่เพิ่มขึ้นนี้ไม่ได้เกิดจากการเปลี่ยนแปลงระยะเวลาที่ขาข้างอ่อนแรงวางบนพื้น แต่เกิดจากการที่กล้ามเนื้อขาข้างอ่อนแรงทำงานนานขึ้นและมากขึ้นเมื่อสัมผัสเพียงแผ่วเบา ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาโดยการใช้ไม้เท้าช่วยให้

การทรงตัวขณะเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกดีขึ้น โดยช่วยกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อที่ใช้ในการรับน้ำหนักของขาข้างอ่อนแรง ส่งผลให้ขาข้างอ่อนแรงรับน้ำหนักได้ดีขึ้น

ประโยชน์ของข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้า เป็นแนวทางใหม่ที่ผู้รักษาสามารถนำไปใช้ประกอบในการฟื้นฟูการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกได้ อย่างไรก็ตาม ปัจจัยที่มีผลต่อประสิทธิภาพการรักษาผู้ป่วยอีกปัจจัยหนึ่งคือระยะเวลาที่เริ่มให้การรักษาฟื้นฟู ซึ่งยังไม่ได้ศึกษาในงานวิจัยข้างต้น วิธีฟื้นฟูสมรรถภาพที่ให้ผู้ป่วยอาจไม่ได้ผลหากให้การรักษาเมื่อร่างกายผู้ป่วยยังไม่พร้อม ดังนั้น ข้อมูลเกี่ยวกับระยะเวลาในการเริ่มรักษาจึงมีความสำคัญต่อผลการรักษาอย่างมาก อีกประการหนึ่งคือ ผลการศึกษาที่พบว่าข้อมูลจากการสัมผัสเพียงแผ่วเบาสามารถกระตุ้นการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักของขาข้างที่อ่อนแรง เมื่อกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ทำงานได้ดีขึ้น น่าจะส่งผลให้ขาข้างอ่อนแรงรับน้ำหนักได้ดีขึ้น การกระตุ้นให้ขาข้างอ่อนแรงรับน้ำหนักได้มากขึ้นเป็นวัตถุประสงค์ที่สำคัญประการหนึ่งในการฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมักไม่ใช้ร่างกายซีกที่อ่อนแรงในการทำกิจกรรมต่างๆ เนื่องจากไม่สามารถสั่งงานร่างกายซีกที่อ่อนแรงให้ทำงานได้ตามเดิม รวมทั้งกำลังกล้ามเนื้อที่น้อยลงไม่สามารถรับน้ำหนักได้มากทำให้เสี่ยงต่อการล้ม ปัจจัยเหล่านี้ส่งผลให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกหลีกเลี่ยงการใช้งานข้างที่อ่อนแรง แต่หากผู้ป่วยไม่ยอมใช้งานซีกของร่างกายข้างที่อ่อนแรง จะทำให้ร่างกายซีกนั้นอ่อนแรงมากลงไปอีกและไม่สามารถฟื้นมาทำงานได้ตามเดิม การกระตุ้นให้ขาข้างอ่อนแรงรับน้ำหนักอย่างเหมาะสมขณะยืนและเดินจึงเป็นวิธีการกระตุ้นการทำงานของร่างกายซีกอ่อนแรงวิธีหนึ่ง อย่างไรก็ตาม งานวิจัยของรัมภาและคณะข้างต้น ไม่ได้ศึกษาปริมาณการลงน้ำหนักของขาข้างอ่อนแรง จึงไม่สามารถบอกได้ชัดเจนว่า ข้อมูลจากการสัมผัสเพียงแผ่วเบาสามารถเพิ่มความสามารถในการลงน้ำหนักของขาข้างอ่อนแรงหรือไม่ หากข้อมูลจากการสัมผัสเพียงแผ่วเบาช่วยเพิ่มความสามารถในการรับน้ำหนักของขาข้างอ่อนแรงได้จริง ผลการศึกษานี้จะสามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้กว้างขวางขึ้น ไม่ใช่ใช้ได้ในการเดินเพียงอย่างเดียว แต่สามารถใช้กระตุ้นการทำงานและฝึกการรับน้ำหนักของขาข้างอ่อนแรงได้ทั้งขณะยืน ขณะก้าวเดิน และขณะเดิน

2. วัตถุประสงค์

2.1 เปรียบเทียบความสามารถในการลงน้ำหนักที่ขาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ขณะยืน เมื่อไม่ใช้ไม้เท้า ใช้ไม้เท้าแตะเพียงแผ่วเบา หรือใช้ไม้เท้ารองรับน้ำหนักของร่างกาย

2.2 เปรียบเทียบความสามารถในการลงน้ำหนักที่ขาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกขณะเดิน เมื่อเดินโดยเมื่อไม่ใช้ไม้เท้า ใช้ไม้เท้าแตะเพียงแผ่วเบา หรือใช้ไม้เท้ารองรับน้ำหนักของร่างกาย

2.3 ค้นหาตัวแปรทางคลินิกที่เหมาะสมที่สุดในการบ่งชี้การเริ่มฝึกให้ผู้ป่วยใช้ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้าขณะยืนและขณะเดิน

3. ระเบียบวิธีวิจัย

3.1 กลุ่มเป้าหมาย

เป็นผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจากโรคหลอดเลือดในสมองที่มีสาเหตุจากเส้นเลือดในสมองตีบในบริเวณ cerebral cortex ที่ส่งผลให้มีความผิดปกติในการทรงตัวและการเคลื่อนไหว เพศหญิงและเพศชาย อายุระหว่าง 50-70 ปี โดยมีระยะเวลาที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองไม่เกิน 1 ปี จำนวน 50 คน โดยระดมผู้ป่วยมาจากสถาบันประสาทวิทยา

โดยผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่สามารถเข้าร่วมในการวิจัยนี้ จะต้อง

- มีอาการทางระบบหัวใจและการหายใจที่คงที่
- ความดันโลหิต systolic ขณะพักมีค่าน้อยกว่า 200 mmHg

- เป็นโรคหลอดเลือดในสมองครั้งแรก
- ไม่สามารถเดินด้วยตนเองได้
- ไม่เคยใช้ไม้เท้าช่วยยืนและเดินมาก่อน

สำหรับผู้ป่วยที่จะร่วมวิจัยในวัตถุประสงค์ 1และ 2 ต้องมีความสามารถเพิ่มเติมดังนี้

- เมื่อเดินโดยได้รับความช่วยเหลือ มีความเร็วในการเดินน้อยกว่า 0.3 เมตรต่อวินาที
- สามารถยืนทรงตัวได้เองโดยไม่ต้องการความช่วยเหลือได้นานกว่า 5 วินาที
- สามารถยกขาไปด้านหน้า (hip flexion) ได้ด้วยตนเอง

ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะถูกคัดออกจากการวิจัย ถ้าผู้ป่วย

- ไม่สามารถเข้าใจคำสั่งหรือไม่สามารถรับรู้ (cognitive impairment)
- มี cerebral aneurysm
- มีความผิดปกติของสมองทั้ง 2 ด้าน (Bilateral cerebral involvement)
- มีพยาธิสภาพที่ brainstem หรือ cerebellum
- เสียการรับรู้ความรู้สึกสัมผัสที่มือข้างที่ไม่อ่อนแรง (unaffected limb)

ผู้เข้าร่วมวิจัยเซ็นยินยอมก่อนร่วมการวิจัย การรักษาความปลอดภัยของผู้เข้าร่วมวิจัยทำโดยใส่อุปกรณ์พยุงร่างกายหรือมีนักกายภาพบำบัดเดินระวังอยู่ด้านข้างของผู้ป่วย ในการศึกษาตามวัตถุประสงค์ที่ 1 และ 2 ผู้เข้าร่วมวิจัยเข้ารับการศึกษา 1 ครั้ง เป็นเวลาไม่เกิน 2 ชั่วโมง ในการศึกษาตามวัตถุประสงค์ที่ 3 ผู้เข้าร่วมวิจัยเข้ารับการศึกษามากกว่า 1 ครั้ง แต่ไม่เกิน 10 ครั้ง ครั้งละไม่เกิน 2 ชั่วโมง

3.2 วิธีวิจัย

สอดคล้องกับวัตถุประสงค์ที่ตั้งไว้

วัตถุประสงค์ข้อที่ 1 *เปรียบเทียบความสามารถในการลงน้ำหนักที่ขาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ขณะยืน เมื่อไม่ใช้ไม้เท้า ใช้ไม้เท้าแตะเพียงแผ่วเบา หรือใช้ไม้เท้ารองรับน้ำหนักของร่างกาย*

การศึกษานี้เป็นการตอบคำถามว่าข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาที่ได้จากไม้เท้าจะช่วยเพิ่มการลงน้ำหนักของขาข้างที่อ่อนแรงของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกในขณะยืนขาเดียว โดยยืนบนขาข้างอ่อนแรงได้หรือไม่ โดยทำการเปรียบเทียบการยืนขณะไม่แตะอะไร ขณะใช้ไม้เท้าแตะเพียงเบาๆ (ปริมาณแรงกดไม่เกิน 400 กรัม) และการกดบนไม้เท้าอย่างแรง

ตัวแปรที่วัดคือ 1) ความมั่นคงของร่างกาย โดยคำนวณจากความเร่งสูงสุดของร่างกายด้านข้าง

2) ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักของขาทั้ง 2 ข้าง โดยวัดจากสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography)

3) ปริมาณแรงกดบนเท้าทั้ง 2 ข้าง โดยวัดจากแผ่นสอดในรองเท้าที่มี force sensor ติดอยู่

4) ปริมาณแรงกดบนไม้เท้า

5) ความสามารถในการเคลื่อนไหวและการทรงตัว โดยใช้แบบทดสอบ Chedoke McMaster Inventory Scales

ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่ต้องการในขั้นตอนนี้จำนวน 30 คน

วัตถุประสงค์ข้อที่ 2 *เปรียบเทียบความสามารถในการลงน้ำหนักที่ขาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ขณะเดิน เมื่อเดินโดยเมื่อไม่ใช้ไม้เท้า ใช้ไม้เท้าแตะเพียงแผ่วเบา หรือใช้ไม้เท้ารองรับน้ำหนักของร่างกาย*

การศึกษานี้เป็นการตอบคำถามว่าข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาที่ได้จากไม้เท้าจะช่วยเพิ่มการลงน้ำหนักของขาข้างที่อ่อนแรงของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกในขณะเริ่มก้าวเดิน (ก้าวเท้าข้างที่แข็งแรงไปข้างหน้า (Gait initiation)) และขณะเดินหรือไม่ โดยทำการเปรียบเทียบการใช้ไม้เท้าแตะเพียงเบาๆ (ปริมาณแรงกดไม่เกิน 400 กรัม) และการกดบนไม้เท้าอย่างแรง

ตัวแปรที่วัดคือ 1) ความมั่นคงของร่างกาย โดยคำนวณจากความเร่งสูงสุดของร่างกายด้านข้าง

2) ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักของขาทั้ง 2 ข้าง โดยวัดจากสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (Electromyography)

3) ปริมาณแรงกดบนเท้าทั้ง 2 ข้าง โดยวัดจากแผ่นสอดในรองเท้าที่มี force sensor ติดอยู่

4) ความเร็วในการเดินระยะทาง 5 เมตร (gait velocity)

5) ระยะเวลาที่เท้าแต่ละข้างรับน้ำหนัก (stance duration)

6) ปริมาณแรงกดบนไม้เท้า

7) ความสามารถในการเคลื่อนไหวและการทรงตัว โดยใช้แบบทดสอบ Chedoke McMaster Inventory Scales

ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่ต้องการในขั้นตอนนี้จำนวน 30 คน

วัตถุประสงค์ข้อที่ 3 *ค้นหาตัวแปรทางคลินิกที่เหมาะสมที่สุดในการบ่งชี้การเริ่มฝึกให้ผู้ป่วยใช้ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้าขณะยืนและขณะเดิน*

การศึกษานี้เป็นการตอบคำถามว่า การทดสอบทางคลินิกใดจะเหมาะสมที่สุดในการใช้ประเมินและบ่งชี้ว่าผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีระดับความสามารถที่เหมาะในการเริ่มฝึกให้ผู้ป่วยใช้ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้า การศึกษาขั้นนี้จะทดสอบความสามารถของผู้ป่วยในการเคลื่อนไหวและการทำกิจกรรม โดยใช้แบบประเมินทางคลินิกต่างๆ โดยอาจใช้เวลาในการทดสอบหลายวัน (หลายครั้ง) ในช่วงที่ผู้ป่วยยังมารับการรักษาทางกายภาพบำบัด เพื่อเป็นการป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยเหนื่อยมากเกินไป จากนั้นจะหาความรูปแบบของความสัมพันธ์ระหว่างคะแนนจากแบบทดสอบทางคลินิกและความสามารถในการแตะไม้เท้าอย่างแผ่วเบาขณะยืนขาเดียว

ตัวแปรที่วัดคือ 1) จำนวนวันที่ผู้ป่วยเป็นอัมพาตครึ่งซีก

2) คะแนนจาก lower limb motor domain of Fugl-Meyer Scale

3) คะแนนจาก balance domain of Fugl-Meyer Assessment Scale

4) ปริมาณแรงกดบนไม้เท้า

5) ความสามารถในการเคลื่อนไหวและการทรงตัว โดยใช้แบบทดสอบ Chedoke McMaster Inventory Scales

ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่ต้องการในขั้นตอนนี้จำนวน 20 คน

3.3 การวิเคราะห์ข้อมูล

- เปรียบเทียบค่าที่วัดได้ต่อไปนี้ ในขณะที่ไม่สัมผัสไม้เท้า สัมผัสไม้เท้าแผ่วเบาและสัมผัสไม้เท้าอย่างหนัก

- ความมั่นคงของร่างกาย คำนวณจากค่า peak to peak amplitude ของ trunk acceleration in the frontal plane ในขณะยืนและเดิน
- ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่รับน้ำหนักของขาทั้ง 2 ข้าง คำนวณจากค่า integrated EMG ของกล้ามเนื้อขาทั้ง 2 ข้าง ทั้งในขณะยืน และในช่วง phase ต่าง ๆของการเดิน
- ปริมาณแรงกดบนเท้าแต่ละข้างและระยะเวลาที่เท้าแต่ละข้างรับน้ำหนัก คำนวณจาก maximum vertical ground reaction force ขณะยืนและเดิน
- ระยะเวลาที่ยืนและเดินบนขาข้างที่อ่อนแรง
- ความเร็วในการเดิน

- หาความสัมพันธ์ของความสามารถในการสัมผัสอย่างแผ่วเบาบนไม้เท้าและคะแนนที่ได้จากการทดสอบความสามารถในการเคลื่อนไหวและการทำกิจกรรม และระยะเวลาที่เป็นโรคหลอดเลือดสมองในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก และหาว่าตัวแปรทางคลินิกใดที่มีรูปแบบที่ชัดเจนในการแยกแยะว่าผู้ป่วยสามารถรับการฝึกโดยใช้การสัมผัสเพียงแผ่วเบาได้

4. แผนการดำเนินงานวิจัยตลอดโครงการในแต่ละช่วง 6 เดือน

โครงการวิจัยนี้มีระยะเวลาดำเนินการ 2 ปี โดยในช่วง 1-6 เดือนแรกจะเป็นการระดมอาสาสมัครผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก และเตรียมเครื่องมือการวิจัยให้พร้อมสำหรับการเก็บข้อมูล จากนั้นจะเริ่มเปรียบเทียบความสามารถในการลงน้ำหนักที่ขาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกขณะยืน เมื่อไม่ใช้ไม้เท้า ใช้ไม้เท้าแตะเพียงแผ่วเบา หรือใช้ไม้เท้ารองรับน้ำหนักของร่างกาย

ในช่วง 6 เดือนหลังของปีที่หนึ่ง จะเป็นการเก็บข้อมูลผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกตามวัตถุประสงค์ที่ 1 ต่อไปจนครบ และเริ่มทำการเปรียบเทียบความสามารถในการลงน้ำหนักที่ขาของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกขณะเดิน (วัตถุประสงค์ที่ 2)

ในช่วง 6 เดือนแรกของปีที่สอง จะเป็นการเก็บข้อมูลผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกตามวัตถุประสงค์ที่ 2 ต่อไปจนครบ และค้นหาตัวแปรทางคลินิกที่เหมาะสมที่สุดในการบ่งชี้การเริ่มฝึกให้ผู้ป่วยใช้ข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาจากไม้เท้าขณะยืนและขณะเดิน (วัตถุประสงค์ที่ 3)

ส่วนในช่วง 6 เดือนหลังของปีที่สอง จะเป็นการเก็บข้อมูลตามวัตถุประสงค์ที่ 3 ให้เสร็จสิ้น ทำการวิเคราะห์และสรุปผลการทดลองที่ได้ และเขียนผลงานที่ได้เพื่อเผยแพร่ในวารสารวิชาการต่อไป

5. ผลงาน/หัวข้อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติในแต่ละปี

ปีที่ 1 ชื่อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์ ---

ชื่อวารสารที่คาดว่าจะตีพิมพ์ ---

ปีที่ 2 ชื่อเรื่องที่คาดว่าจะตีพิมพ์ Light touch cues improve weight bearing during standing and walking in stroke

ชื่อวารสารที่คาดว่าจะตีพิมพ์ Gait and Posture (มีค่า IF = 1.931) หรือ Archive of Physical Medicine and Rehabilitation (IF = 2.720)

ชี้แจงความจำเป็นในการจ้างผู้ช่วยวิจัย

เนื่องจากงานวิจัยนี้ มีผู้ร่วมวิจัยเป็นผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่มีปัญหาในการเดินและการทรงตัว ในการเก็บข้อมูลวิจัยจำเป็นต้องมีผู้เก็บข้อมูลมากกว่า 1 คน เพื่อป้องกันการเกิดอันตรายในขณะเคลื่อนไหวของผู้ป่วย

โดยหัวหน้าโครงการจะเป็นผู้ทำการเตรียมเครื่องมือวิจัยและเก็บข้อมูลทั้งหมด และผู้ช่วยวิจัยจะเป็นผู้ป้องกันอันตรายที่เกิดกับผู้ป่วยในขณะเดิน เช่น ป้องกันการเสียการทรงตัวหรือหกล้มในขณะเดิน นอกจากนี้ ผู้ช่วยวิจัยยังมีหน้าที่ระดมผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก และฝึกผู้ป่วยให้มีความคุ้นเคยในการแตะเพียงแผ่วเบาด้วยไม้เท้า ซึ่งอาจจะต้องทำการฝึกฝน 1-2 วันก่อนการเก็บข้อมูล เพื่อตัดปัจจัยของความไม่คุ้นเคยในวิธีการทดลอง ซึ่งอาจจะมีผลต่อการเดินได้ โดยสรุป **หน้าที่ของผู้ช่วยวิจัย** คือ

1. ระดมผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเข้าร่วมการวิจัย โดยตรวจสอบประวัติจากเวชระเบียนของผู้ป่วย ทดสอบความสามารถในการเดินของผู้ป่วยเพื่อคัดเข้าร่วมการวิจัย และติดต่อขอความยินยอมจากผู้ป่วยและแพทย์เจ้าของไข้
2. ก่อนวันเก็บข้อมูล ผู้ช่วยวิจัยฝึกผู้ป่วยให้คุ้นเคยกับวิธีการแตะเพียงแผ่วเบาประเภทที่กำหนดให้
3. ผู้ช่วยวิจัยนัดผู้ป่วยให้มาในวันเก็บข้อมูล
4. ในระหว่างเก็บข้อมูล ผู้ช่วยวิจัยต้องป้องกันอันตรายที่อาจจะเกิดกับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่เข้าร่วมการวิจัย และตรวจสอบสัญญาณชีพของผู้ป่วยเป็นระยะๆ

INTRODUCTION

Cerebrovascular accident (CVA) generates a considerable socioeconomic impact worldwide. It is the third most common cause of death after myocardial infarction and cancer (Department of Health 2006). Approximately 80% of people who suffered from a CVA survive but 65% of the survivors are functionally dependent (Wolfe 2000). This makes CVA the major cause of impairment and disability (Teasell et al. 2002). It was also found that elderly people with CVA are at a higher risk of fall than the healthy elderly individuals (Foster and Young 1995). One third of stroke patients sustained at least one fall in the rehabilitation unit (Teasell et al. 2002) and 73% of them fell at least once in the six months after their discharge from the hospital (Foster and Young 1995). However, the number of serious injuries caused by fall, such as a fracture, is small (Hyndman et al. 2002; Teasell et al. 2002). Nevertheless, falls without serious injury may lead to activity restriction, functional decline and further social isolation together with a loss of independence (Shumway-Cook et al. 1997; Tinetti and Williams 1998). Most falls in community-dwelling strokes occurred during walking, primarily as a result of loss of balance (Hyndman et al. 2002). Thus, it is likely that treatment techniques aimed to improve motor and balance functions in CVA survivors may reduce the incidence of falls in this population.

Following a cerebrovascular accident, areas on the cerebral cortex and some parts of the internal capsule are usually damaged. The resulting sensory and motor impairments often lead to postural control and mobility dysfunctions (Badke and Duncan 1983). It is found that cerebral cortex may be involved in providing the body coordinates for the egocentric frame of reference. Information from visual, vestibular and proprioceptive signals as well as tactile and auditory inputs is involved in the organization of these egocentric, body-centered coordinates used for arranging the body configuration and orientation in space (Lackner 1988). For example, misperception of visual verticality in the hemineglect stroke patients is due to a disturbance of cortical structures that transform sensory inputs from the periphery into the non-retinal spatial reference frame (Karnath 1994). It is evident that right inferior-posterior parietal cortex, right premotor frontal cortex and posterior and medial portions of the thalamus play an important role in the non-retinal spatial coordinate transformation in humans (Fogassi et al. 1992; Galletti et al.

1989; MacKay and Riehle 1992). Inaccurate egocentric coordinate perception leads to inaccurate motor performance in space (Bisiach et al. 1990).

The importance of sensory inputs in the control of posture and equilibrium has been well established (Shumway-Cook and Woollacott 1995). Sensory information comes from the visual, vestibular and somatosensory systems. Visual inputs provide the information about the position and movement of the head in relation to the surroundings. Inputs from the peripheral and central visual fields have been found to be equally important in providing reference of verticality (Straube et al. 1994). The vestibular system provides the gravito-inertial frame of reference that helps the nervous system to distinguish between exocentric and egocentric motions (Horak and Shupert 1994). The information about the body segment positions in relation to each other and to space with respect to the support surface is detected by the somatosensory system that receives inputs from joint and muscle proprioceptors, cutaneous and pressure receptors.

Light touch from the fingertip (force < 100g), another form of somatosensory information, can be used for improving the control of posture. Obtained from lightly moving the finger across or touching any objects, light touch cues underlie the perception of body image. Cutaneous receptors at the skin surface and proprioceptive information from the muscles, joints and tendons are responsible in the perception and creation of internal representation of the body (Matthews 1988). Several studies have demonstrated that when touching the rigid immobile object with one finger, somatosensory cues from the fingertip reduce postural sway during quiet tandem standing (Jeka and Lackner 1994; Jeka and Lackner 1995) and single limb standing (Holden et al. 1994) or even during normal standing with eyes closed (Clapp and Wing 1999). The fingertip cues are so prominent that they also attenuate body sway even when individuals are allowed sight of the surroundings.

The effect of tactile cue is evident even though the force exerted by the fingertip is insufficient (<1N) to provide mechanical support of the body. Jeka and Lackner (1994) showed that when fingertip force was used to provide a mechanical support or force contact, the body sway, as

measured by CoP displacement, was coupled with the force at the fingertip in a phase-log manner. In contrast, light touch force led the CoP excursion by some 300 ms, suggesting that this cue was used to signal sensory information about the body sway (Jeka and Lackner 1994). Muscle activations on the leg used to maintain upright stance were decreased with the force contact, as muscle activations of upper extremities increased to assist in the control of posture. On the contrary, activities of leg muscles were increased, as compared to force or grasp contact, and proceeded the CoP excursion by 150 ms with light touch, indicating that fingertip cue was used in a feedforward mechanism to trigger the activation of postural muscles for controlling body sway (Jeka and Lackner 1995).

Fingertip cues are not always useful in the control of posture. When the somatosensory information from the fingertip is incorrect, postural responses are ineffective (Reginella et al. 1999). Light touch on a stable (earth-fixed) surface (i.e., surface was not moving) reduces postural sway, as compared to no touch, while touching a sway-referenced surface (i.e., surface was moving) increases postural sway. The effectiveness of the light touch is also dependent on the position of the touched surface or arm position with respect to the body sway (Jeka et al. 1998). The study suggested that inappropriate placement of the touched surface or arm position in relation to body sway could minimize the effectiveness of the tactile cue in the control of posture.

Light touch information could be essential in a person with postural control impairment such as those with stroke, as it could provide additional useful information for helping the control of posture. Our previous study assesses the effect of light touch, using the stationary surface, on the control of balance during static and dynamic tasks in healthy and stroke subjects (Boonsinsukh et al 2004). The results showed that not only healthy but also stroke subjects benefited from the use of fingertip cue. In fact, the effect of light touch was more prominent in the stroke subjects, possibly due to the different degree of redundancy in available sensory information in both subject groups. The stability of the trunk and center of pressure improved during both standing and walking with the fingertip cue in the stroke subjects, leading to a reduction in hyperactivity of the non-paretic lower limb muscle and in the use of compensatory

arm movement to assist in balance correction. Based on these findings, we proposed the use of light touch from the fingertip as a tool to assist in equilibrium maintenance in the stroke subjects.

The limitation of the tactile cue in the above mentioned study (Boonsinsukh et al 2003), however, is that the stable surface must be within reach. This is not always possible in daily life and can be temporarily solved by touching an accompanying person when there is no surface available (Jeka 1997). For instance, subjects with postural control problems often touch a family member during walking for orientating themselves in the environment. We have suggested another solution for this surface problem by implementing a load sensor within a walking aid and conducted a study to examine such modified method of light touch cues on walking in the stroke subjects (grant from Thailand Research Fund 2005-2007). Thirty nine sub-acute (mean onset duration of 46.6 days) stroke survivals with the mean age of 59.6 years were examined during walking in two conditions of cane handling; light touch (average force of 230 grams) and full weight exertion (mean force of 4,930 grams). Gait velocity, stance duration of the paretic side, acceleration of the center of body mass (CoM) and leg muscles activities (Electromyography from bilateral Tensor Fascia latae(TFL), Rectus femoris(RF) and Semitendinosus(ST) muscles) were used as the indicators for walking outcomes.

Results showed that stroke subjects chose to use light touch information during the stance phase of the paretic side, indicating that augmented sensory information was necessary when the paretic leg accepted the body weight. Light touch through cane does not affect the speed of walking, as similar gait speed was seen during both cane handling conditions (mean of 0.13 m/s). Medio-lateral stability, as measured by peak-to-peak acceleration of body CoM, has been increased with light touch through cane (0.8 m/s^2), as compared to the full weight exertion (1.0 m/s^2). The improvement of body stability during light touch condition was not due to changes in the paretic stance duration, as there was no difference in the duration of the paretic stance phase (71% of gait cycle) when using light touch or full weight exertion. However, analysis of the duration of muscle activation showed that activation of paretic VM muscles during stance phase were longer in light touch (65% of gait cycle) than in full weight exertion condition (55%

of gait cycle). Such increased muscle-activated duration corresponded to higher muscle recruitment of TFL, VM and ST during light touch condition, as compared to the full weight exertion. Higher muscle recruitments were not seen in the paretic swing phase during both cane handling conditions.

Subgroups analysis based on gait speed (less than 0.09 m/s, 0.1-0.19 m/s and 0.2-0.29 m/s) confirmed that all three subgroups of stroke subjects benefited from light touch through a cane in a similar way as did the whole group. These findings showed that augmented sensory input from the fingertip through the use of a cane can improve postural stability during walking in the subjects with stroke by stimulating the recruitment of extensor muscles on the paretic leg, resulting in better paretic weight acceptance. Nevertheless, without direct measurement of weight bearing on each foot, this speculation is still unknown. The stimulation of equal or higher weight bearing on the paretic limb is always one of the crucial goals for rehabilitation. Several methods have been invented to encourage more weight bearing on the paretic leg in the stroke subjects. Therefore, the use of a cane in the light touch fashion could be one potential training method for paretic weight bearing during standing and walking. Therefore, this study aimed to examine whether prolonged and higher leg muscle activations could lead to more weight bearing on the paretic limb during both standing and walking.

The success in modifying the method of obtaining the tactile cues through the use of a cane suggests an alternative approach for rehabilitative training of stroke subjects with gait impairments. This light touch method of cane handling could reduce the adverse effect of the conventional cane usage in that the subjects did not ignore the paretic side and was not dependent on the non-paretic side. However, prior to implementation of this method in clinical practice, it is necessary to know when the therapist should start to use the light touch cues. Thus, in this study, we aimed to identify the level of physical performance in patient with stroke that is suitable to introduce the use of light touch cues through a cane.

OBJECTIVES

Three specific objectives of this study were:

1. To compare the amount of weight bearing on the paretic limb during single-legged stance when using a cane in the light touch fashion, using a cane in the force touch fashion and without using a cane.
2. To compare the amount of weight bearing on the paretic limb during stance phase of walking when using a cane in the light touch fashion, using a cane in the force touch fashion and without using a cane
3. To determine the clinical measure that can be used to identify whether the patient with stroke would benefit from the use of light touch cue through a cane.

METHODS

Subject

Sixty two subjects suffered a cerebrovascular accident (CVA) participated in this study. All participants were recruited from both the in-patient and out-patient Physical Therapy Neurology program at the Prasart Neurological Institute (Bangkok, Thailand). All subjects with stroke showed evidence of lower limb muscle deficits on the paretic side (Chedoke-McMaster impairment inventory (Gowland et al. 1995) but they were able to stand longer than 5 s without external support (Chedoke-McMaster, median postural control score of 5/7). All participants could walk, for at least 5 meters without rest (Functional Ambulation Classification class 1 (Holden et al. 1984)). Characteristics of subjects with stroke participated in this study was summarized in Table1.

Table 1 Subjects' characteristics

Characteristics	Value
Number of subjects with stroke	62
Female	25
Male	37
Affected side	
Right	33
Left	29
Cause of stroke	Cerebral infarction
Onset durations (days)	43.8±62.5
Age (years)	59.4±11.2
Body weight (kg)	64.6±10.6
Cane force (N)	
Force contact	75.1±36.1

*Values are shown in mean±standard deviation

The subjects with stroke were excluded from the study if they had 1) used a cane during walking before participating in this study, 2) cognitive or language impairment, 3) severe hemineglect, 4) cerebral aneurysm, 5) bilateral cerebral impairment, 6) brainstem and cerebellar lesions or 7) impaired touch and pressure sensation on the non-paretic hand. All subjects who had hemianopia, dizziness or other symptoms indicating vestibular impairment, taken medications that affected balance, impaired sensation in the lower extremity, had lower extremity deficits such as pain or contracture were also excluded from the study. Informed consent was received from all subjects and the study was approved by Prasart Neurological Institutional ethics review committee.

Testing protocols

Fugl-Meyer Assessment Scale (Fugl-Meyer et al. 1975) was administered to assess the level of physical performance in all participants. Two domains of the Fugl-Meyer Assessment Scale; lower extremity motor (total score of 34) and balance (total score of 14), were selected to use in this study, as they were relevant to the ability to stand and walk. After that, all subjects were instructed to stand on the paretic leg while holding a cane in the non-paretic hand. Paretic single-legged stance were examined while the subjects were either holding a cane in the light-touch contact (TC) where the force exerted on the ground was less than 400 g (or 4 N), force contact (FC) where they can exert the force on the cane as much as they wanted, or no contact (NC) where they were not allowed to touch the cane on the ground. Three trials of each condition were examined after the subjects practiced until they became familiarized with the testing condition. The sequence of the testing conditions was randomly selected for each subject and a period of rest was given between trials to prevent fatigue. The special force sensor cane and the force sensor insole were used to assess the amount of force exerted on a cane and the amount of force exerted on the foot during the standing trial.

Of all the sixty-two subjects participating in this study, only thirty three participants were able to push on the cane in the light touch manner (force exerted on the ground less than 4N), thus, these thirty three subjects were assessed in the next procedure and the results of single-legged stance and walking from these subjects were reported. In the next procedure, all subjects were

instructed to walk in their comfortable pace across a 7-meter walkway while they were holding a cane in the non-paretic hand during walking. Three methods of cane usage; light-touch contact (TC), force contact (FC) or no contact (NC) were tested in this study. A special, adjustable-height cane, instrumented with a force sensor was used in this study to measure the amount of vertical force that a subject pushed on the cane. This force data was captured at the sampling rate of 200 Hz and continuously transferred through a cable to a computer for recording force patterns. The auditory biofeedback from the computer can be sent to help patients use the cane if only the light touch cue was allowed. Two force sensor insoles were inserted into the patients' running shoes for detecting the amount of force exerted on each foot. Fifteen force sensors in each insole captured the weight bearing on each foot and synchronized this information with the force data from the cane to allow real-time data analysis.

The height of a cane was adjusted at the level of each subject's radial styloid process of the non-paretic hand with the arm straight hanging down (Tyson 1998). In the TC condition, the subject's goal was to walk and use the cane while walking without the auditory buzzer being activated. A buzzer was activated whenever the subjects pressed on the cane with more than 400 grams (4 N) of vertical force. Although the touch-contact force is higher than reported in other studies, this amount of force is still considered as the light contact force (Tremblay et al. 2004) which provides insufficient mechanical support to the body. As soon as the beeping sound was heard, the trial was rejected. In the FC condition, the subject's goal was to walk and push on the cane as much as they wanted whereas in the NC condition, the subject was holding the cane but was not allowed to touch the cane on the ground. A certified physical therapist was walking near the subject as a safety precaution.

Prior to the data collection, the subjects practiced three conditions of cane usage; FC, TC and NT, until they became familiarized with each condition. In the FC and TC condition, the patients were instructed to intermittently push on the cane when the paretic leg supported the body weight to help the non-paretic leg lifting off the ground. During the data collection, each subject performed FC, TC and NC cane usage 4 times, each in a random order, resulting in a 12

repetitions of walking. A 5-10 minute rest (sitting) between each trial was given to the subject to prevent fatigue.

Data collection and analysis

The total score of Fugl-Meyer performance test in the lower extremity motor and balance domain was used for further analysis in objective 3 by correlating these scores with the amount of minimal cane force. The correlation between minimal cane force and stroke onset duration was also analyzed to determine whether this variable can be used to identify the capability to handle light touch cue in the subjects with stroke. Time spent in walking during the middle 5 meter of a 7-meter walkway was used to calculate the average gait speed. EMG activity was recorded using the Telemyo system (Noraxon Inc.) at 1,500 Hz. Bipolar silver-silver chloride disposable surface electrodes were placed over muscle bellies of two bilateral lower limb muscles, right and left tensor fascia latae (TFL) and vastus medialis (VM). Voluntary contractions from each muscle were performed and monitored on the Telemyo software at the beginning of each trial to ensure that the correct muscle was recorded and no crosstalk existed between muscles. EMG recordings were band-pass filtered between 16 and 500 Hz. The EMG signals were then full-wave rectified and smoothing using RMS smoothing algorithm at the window interval of 100 ms.

A uniaxial accelerometer (Noraxon Inc.) with the resolution of 400 mV/G was attached to the spinous process of L3 to measure the medio-lateral (M-L) acceleration of the centre of body mass at the sampling rate of 1,500 Hz. Two insole foot switch (Noraxon Inc.) was positioned under each foot to determine the paretic and non-paretic stance and swing phases of gait cycle. The force setting of the foot switch is 015 to 1.2 kg/cm^2 and its sampling frequency is 1,500 Hz. Stance and swing phases were then calculated as the percentage of each gait cycle. Approximately, an average of 40 gait cycles from each subject was used as the representative percentage of gait cycle. Insole force sensors consisting of 15 sensors in each insole were placed under each foot to assess the amount of vertical force exerted on the paretic and non-paretic feet. The data from insole and cane was also synchronized to characterize the temporal component of cane usage.

Matlab (MathWorks Inc.) software program was used to perform subsequent data analysis. The amount of peak force exerted on the cane during each gait cycle was subtracted by the weight of a cane, then averaged and compared between TC, FC and NC conditions. During standing, peak vertical ground reaction force was identified when the non-paretic leg lifted off the ground and only the paretic leg was left on the ground. The peak vertical ground reaction force was then normalized to the body weight and calculated as the percentage of body weight. The duration of single legged stance was calculated by using the information from the insole foot switches. During walking, peak vertical ground reaction force on the paretic and non-paretic during each step was determined and normalized to the percentage of body weight between the cane usage conditions.

During standing, EMG data from paretic VM and TFL was integrated during the paretic single legged support period, and normalized to the peak activity of the same muscle on the non-paretic side. During walking, EMG data was normalized to the gait cycle and the integrals of EMG data during stance and swing phase were calculated. The EMG integrals were then normalized to the EMG integrals from peak activity of the same muscles in the non-paretic side. On average, each subject performed 40 gait cycles in each cane usage conditions, therefore, each subject's EMG integrals were the average of normalized EMG integrals from 40 gait cycles.

Variability of pelvic acceleration was calculated from averaged peak-to-peak M-L acceleration of the pelvis during paretic single legged support and during stance phase of walking in each gait cycle. Averaged peak-to-peak lateral acceleration of the pelvis was used to quantify the postural stability in the M-L direction during walking, particularly when the paretic limb was on the ground. Statistica (StatSoft Inc.) software was used to perform statistical analysis. All dependent variables were compared between TC, FC and NC conditions, using a 1 way repeated measure ANOVA. A p-level of less than 0.05 was accepted as significance. The scatter plots between the score of Fugl-Meyer Assessment Scale and the minimal level of cane force were assessed to determine the cut-off point for TC and FC conditions.

RESULTS

Results regarding the effect of light touch contact during single-legged stance and during walking were obtained from thirty six subjects with stroke who were able to use the cane in the light touch fashion. Table 2 shows the characteristics of the subjects with stroke who can complete the single-legged stance and walking trials.

Table 2 Characteristics of subjects with stroke who can complete the standing and walking trials.

Characteristics	Value
Number of subjects with stroke	36
Female	13
Male	23
Affected side	
Right	18
Left	18
Cause of stroke	Cerebral infarction
Onset durations (days)	45.7±68.2
Age (years)	58.1±10.9
Chedoke-McMaster Score	
Foot	3/7
Leg	5/7
Postural control	5/7
Cane force (N)	
Force contact	63.8±32.8
Touch contact	1.4±0.5
Gait Speed (m/s)	
Force contact	0.17±0.06
Touch contact	0.17±0.06
No contact	0.17±0.06

*Values are shown in mean±standard deviation
Chedoke-McMaster score total of 7

Single-legged stance

Vertical ground reaction force on the paretic leg was measured during two-legged and one legged stance (Table 3). During double legged support, the patients exert weight on the paretic leg about 29 percentage of body weight, suggesting that approximately 71% of body weight is borne on the non-paretic leg. During single-legged standing on the paretic, the subjects with stroke exert highest vertical ground reaction force on the paretic leg in the no touch condition but lowest in the force contact condition. One way repeated measure ANOVA reveals significant difference between the paretic vertical ground reaction force in the FC and NC conditions (p=0.0001), FC and LC condition (p=0.0001), LC and NC condition (p=0.012).

The lifting durations and the medio-lateral acceleration are also shown in Table 3. The subjects with stroke are able to lift the non-paretic leg and stand on the paretic leg longest in the FC condition, as compared to the LC (p=0.04) and NC (p=0.0001) conditions. The lifting duration in the TC condition is significantly higher than in the NC condition (p=0.02). The lifting duration corresponds to the medio-lateral acceleration, where the longest lifting duration results in the lowest medio-lateral acceleration. The medio-lateral acceleration is largest in the NC condition than in the TC (p=0.0001) and FC (p=0.0001) conditions.

Table 3 Vertical ground reaction force on the paretic leg and medio-lateral acceleration during single-legged stance

Characteristics	FC	TC	NC
Vertical ground reaction force on the paretic leg (%BW)			
During 2-legged standing	-	-	29.0±7.2
During single-legged standing	80.3±8.3*#	94.6±5.7**	99.3±1.1
Lifting durations (sec)	1.5+0.9*#	0.9±0.7**	0.3±0.2
M-L acceleration (m/s^2)	1.2±0.4*	1.3±0.4**	2.5±0.7

* significant difference between FC and NC at p<0.05
** significant difference between TC and NC at p<0.05
# significant difference between FC and TC at p<0.05
Values are shown in mean±standard deviation; %BW= percentage of body weight

Percentage of muscle activations from paretic vastus medialis (VM) and tensor fascia latae (TFL) are shown in Figure 1. From this figure, the muscle activations from VM on the paretic leg are lowest in the FC condition, as compared to the LC (p=0.008) and NC (p=0.0001) conditions. Similarly, lowest muscle activation of the TFL on the paretic leg is also found in the FC condition, as compared to the LC (p=0.001) and NC (p=0.0001) conditions. However, the amount of muscle activations does not differ between the TC and NC conditions.

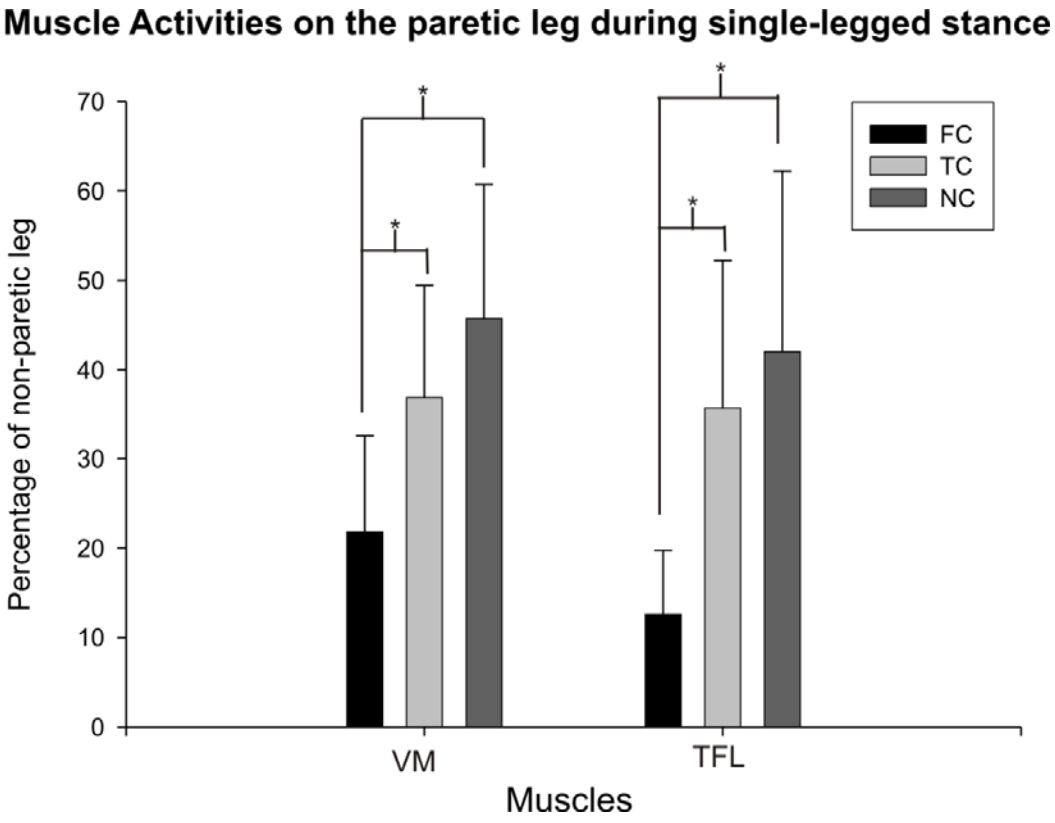


Figure 1 Percentage of Vastus Medialis (VM) and Tensor Fascia Latae (TFL) muscle activations on the paretic leg during single-legged stance in the force contact (FC), touch contact (TC) and no touch contact (NC) conditions.

Walking

Vertical ground reaction force on the paretic leg was calculated as the percentage of body weight when the paretic leg was in the stance phase of walking (Table 4). The vertical ground

reaction force on the paretic leg during walking is lowest in the FC condition (p=0.0001), where the amount of vertical ground reaction force is not significant different in the TC and NC conditions. During the paretic stance phase of walking, the medio-lateral acceleration is highest in the NC condition, followed by the TC (p=0.0001) and FC conditions (p=0.0001), respectively. The stance and swing durations are also reported as the percentage of gait cycle in Table 4. Pattern of stance-swing duration is the longer non-paretic stance duration as compared to paretic stance duration. In contrast, the non-paretic swing duration is shorter than the paretic swing duration. However, the stance-swing duration on each leg does not differ between the cane usage conditions.

Table 4 Vertical ground reaction force on the paretic leg and medio-lateral acceleration during the stance phase of walking

Characteristics	FC	TC	NC
Vertical ground reaction force on the paretic leg (%BW)	99.6±11.6*#	115.3±11.4	123.0±14.0
M-L acceleration (m/s^2)	1.9±0.6*	1.9±0.6**	3.3±0.8
Stance duration (%gait cycle)			
Paretic	53.6±9.9	52.3±11.2	53.6±10.0
Non-Paretic	73.5±10.1	76.2±9.4	73.7±9.8
Swing duration (%gait cycle)			
Paretic	46.4±9.9	47.7±11.2	46.4±10.0
Non-paretic	26.5±10.1	23.8±9.4	26.3±9.8

* significant difference between FC and NC at p<0.05
** significant difference between TC and NC at p<0.05
# significant difference between FC and TC at p<0.05
Values were shown in mean±standard deviation
%BW = percentage of body weight
%gait cycle = percentage of gait cycle

Muscle activations of the vastus medialis (VM) and tensor fascia latae (TFL) on the paretic and non-paretic legs during the stance phase of walking are shown in Figure 2. The paretic VM muscle activations are lowest in the FC condition, as compared to the TC (p= 0.03) and NC

(p=0.0002) conditions. Similarly, the paretic TFL muscle activations are lowest in the FC conditions, as compared to the TC (p=0.02) and NC (p=0.016) conditions. However, the amount of muscle activations do not differ across the cane usage conditions on the non-paretic leg.

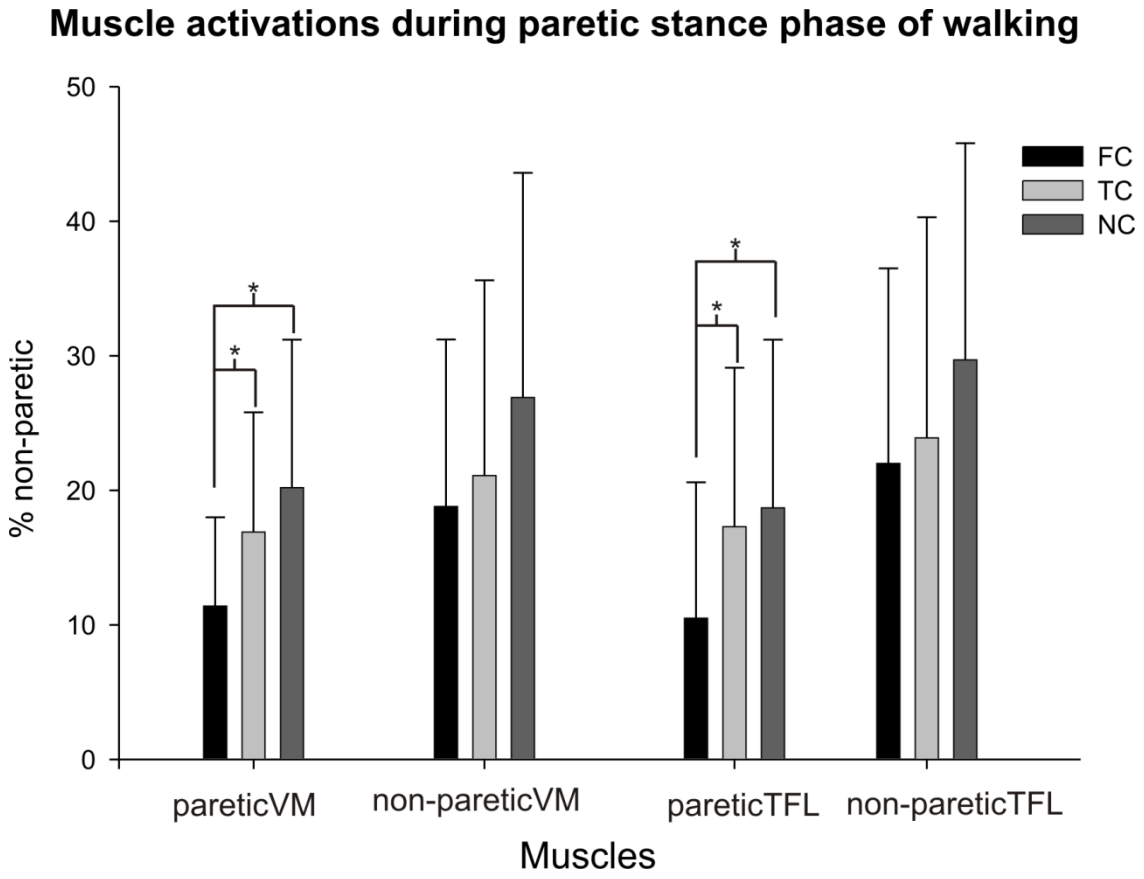


Figure 2 Percentage of Vastus Medialis (VM) and Tensor Fascia Latae (TFL) muscle activations on the paretic and non-paretic legs during the stance phase of walking in the force contact (FC), touch contact (TC) and no touch contact (NC) conditions.

Fugl-Meyer score and minimum cane force

From the objective 3, we hypothesize that the level of physical performance assessed by the Fugl-Meyer Assessment scale and the duration of stroke would be the clinical-significant variables to determine whether the subject with stroke would benefit from the light touch training. Data from 62 subjects with stroke were included in this analysis. The scatter plot

between the minimal cane force; the amount of cane force that the subject can exert minimally while able to stand on the paretic leg, and the total lower limb motor and balance domains of Fugl-Meyer score is shown in Figure 3. From this figure, it is clear that there are two clusters of scores, one is around the zero-cane force line and the other is grouped at the above section of the cane force level. These two clusters can be separated clearly at the score higher or lower than the vertical dashed line, such that the subjects who had the Total Fugl-Meyer score of more than 25 were able to push on the cane as minimal as the TC force level but those who had been scored lower than 20 could not perform the light touch contact. However, the boundary is not clear-cut for those with stroke who had the score between 20-24 scores, as this window of score contains both subjects who were able to perform TC or FC condition.

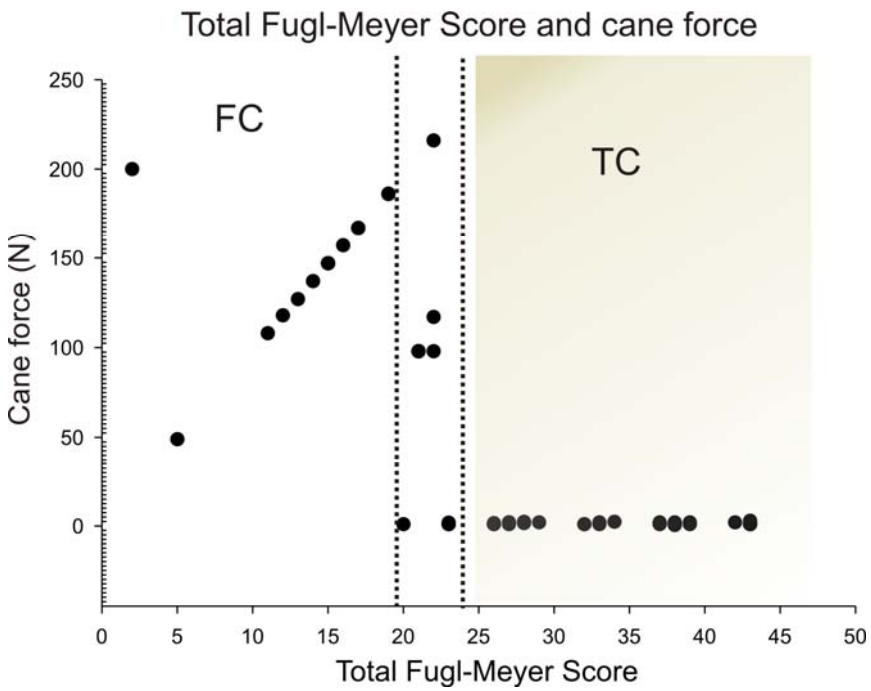


Figure 3 Scatter plot of total lower limb motor and balance domains (total of 48) of Fugl-Meyer Scale and the minimal cane force (N). The TC depicts “touch contact” zone and FC refers to “force contact” zone.

When analyzing the scatter plot for each lower limb motor and balance domain of Fugl-Meyer scale and minimal cane force (Figure 4 and 5), it can be seen that the lower limb motor domain

shows similar trend as the combination of both lower limb motor and balance score (Figure 3). From Figure 4, the lower limb motor score of more than 15 ensures that the subjects with stroke were able to perform the touch contact. Those subjects with the score of less than 12 maintained the minimal force in the force contact condition, larger than 4N. The in-between zone (score of 12-15) is also seen where the TC or FC group cannot be determined clearly. In contrast, the scatter plot of balance domain and the minimal cane force (Figure 5) does not reveal any specific clusters as seen in Figure 3 or 4.

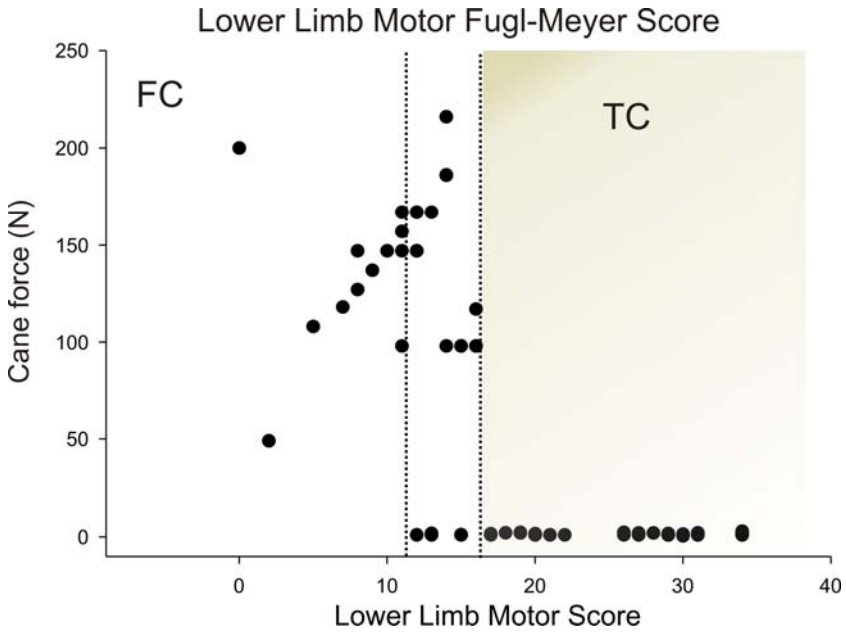


Figure 4 Scatter plot of lower limb motor domain (total of 34) of Fugl-Meyer Scale and the minimal cane force (N). The TC depicts “touch contact” zone and FC refers to “force contact” zone.

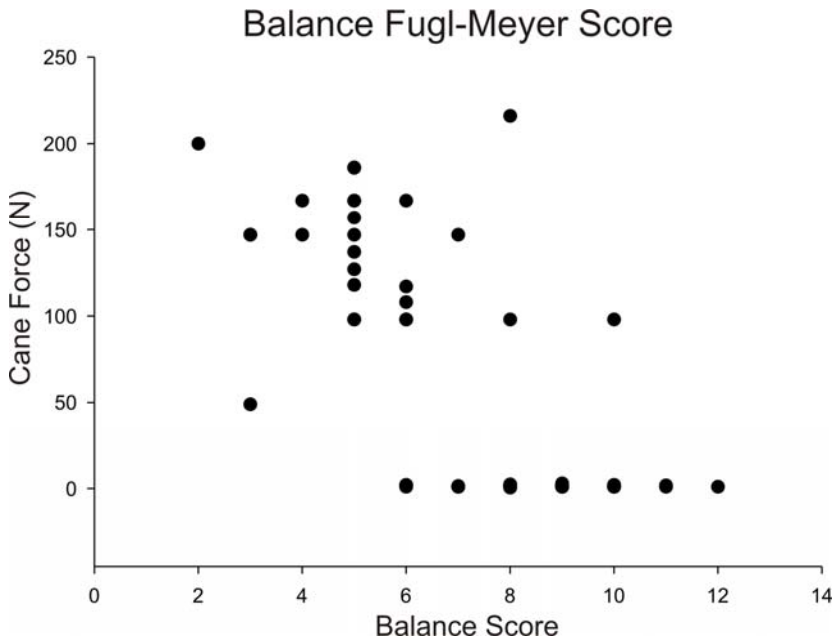


Figure 5 Scatter plot of balance domain (total of 12) of Fugl-Meyer Scale and the minimal cane force (N).

The scatter plot of onset duration and minimal cane force is shown in Figure 6, where no distinct pattern can be identified from this graph. It can be seen that those subjects with stroke who were able to perform light touch contact (cane force <4N) had the history of stroke for either short or long durations. Similarly, the subjects who exerted the minimal cane force of more than 4N were having stroke for either short or long durations.

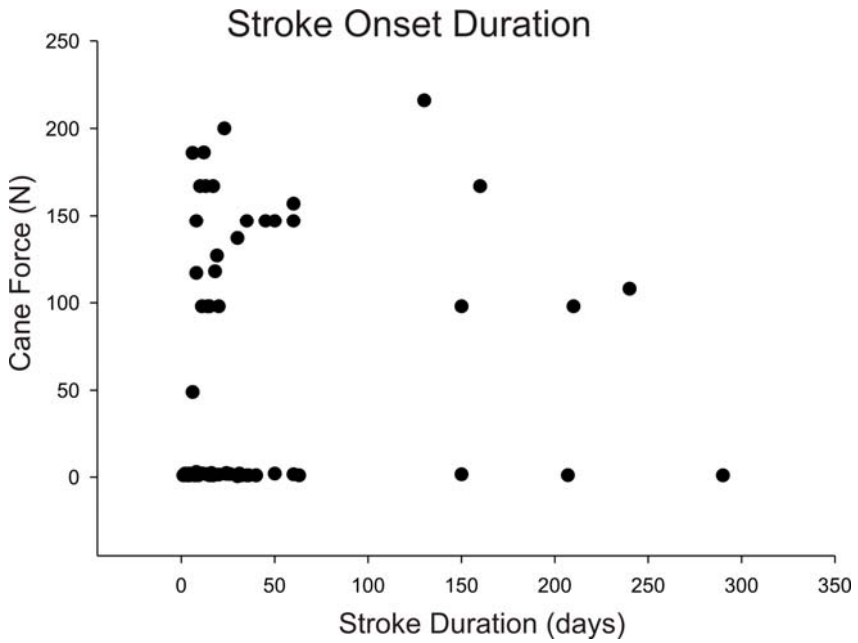


Figure 6 Scatter plot of stroke onset duration and the minimal cane force (N).

Results from our analysis show that the total Fugl-Meyer scores that combine the lower limb motor and balance domains or only the lower limb motor domain of Fugl-Meyer scores are the significant clinical variables that can be used to determine before-hand if the subjects with stroke would be able to perform the light touch cue through a cane. In contrast, the score from balance domain of Fugl-Meyer scale and the stroke onset duration do not reflect the ability to perform light touch contact, hence, these two variables are not the good clinical indicators for determine the light touch training program for subjects with stroke.

DISCUSSION

Light touch contact improves paretic weight acceptance

Stroke is associated with the inability to control one side of the body, leading to the non-use of the paretic side and overuse of the stronger (non-paretic) side. This partly reflects in the decrease of weight bearing on the paretic leg during standing and walking. Therefore, the improvement of weight bearing on the paretic leg has been a major goal in stroke rehabilitation. We showed in this study that the use of light touch contact helps improve the paretic weight bearing during single-legged stance and during walking, while providing similar postural stability as measured by the medio-lateral acceleration, when comparing to the use of force contact through a cane. When using a cane in the force contact method, the cane is held on the non-paretic side and pushing on a cane would result in more weight borne on the non-paretic leg. Shifting the weight to the non-paretic side has been found to be beneficial for lifting the paretic limb off the ground (Kuan et al. 1999) but not for the purpose of increasing paretic weight acceptance. Therefore, although a cane can provide better trunk stability during standing and walking by giving the mechanical support to the body, it encourages more weight bearing on the non-paretic side. With the use of light touch contact through a cane, the adverse effect of the use of a cane disappears, as the light touch cue maintains the body stability as well as the amount of weight bearing on the paretic leg.

The increase in weight bearing as a result of light touch cue corresponds to the increase in muscle activations during standing and walking. These findings are in agreement with our previous findings that the paretic vastus medialis (VM) and tensor fascia latae (TFL) increase their activations during the stance phase of walking with no evidence of the non-paretic overuse (Boonsinsukh et al. 2009). Light touch cue has been suggested to increase muscle activation as compared to using force contact by providing the somatosensory inputs regarding the position and velocity of the sway to the center nervous system in the feed-forward manner (Jeka and Lackner 1994). Paretic postural and leg muscles, such as VM and TFL muscles, are

then recruited as a result of light touch cue to stabilize the body during standing and walking. As a result, the paretic leg is more stable to accept the body weight, leading to higher weight acceptance on the paretic leg during both standing and walking.

During the no-contact condition, the amount of weight bearing and paretic muscle activations are the greatest. This method of cane usage allows better stimulation of weight acceptance and muscle recruitments. However, the body stability is lowest during the no touch condition, indicating that the patients would be at risk of fall during single-legged stance or during walking. Therefore, light touch condition seems to be the solution for the treatment aiming in stimulating paretic weight bearing and paretic muscle activations during standing and walking, while providing better body stability for the patients with stroke. In addition, our result corresponds to the previous study showing that the amount of leg muscles are maximum when there is no touch, lower in the touch contact condition and lowest in the force contact condition (Jeka and Lackner 1995). The lower recruitment of leg muscles in the force contact condition can be explained by the increase in the function of the upper extremity that uses for holding and pushing on the cane. During the no touch condition, although higher paretic muscle activations are seen, we also found that the non-paretic muscles had the tendency to activate more than their requirements (overuse), which can be considered as the adverse effect of no-touch condition.

Clinical variables for identifying light touch capability

In an attempt to identify the clinical measures that can be used to indicate whether the subject with stroke would be a good candidate for light touch cue training, we assess two common clinical measures; physical performance measure and the stroke onset duration. The stroke onset duration has been used to predict the functional recovery in subjects with stroke. It has been suggested that the first three-month post stroke is the effective period for motor function recovery and, hence, the rehabilitation should be initiated during this period to ensure optimal motor recovery (Barbeau and Visintin 2003). However, the stroke onset duration does not show

the discriminating ability for classifying the stroke subjects who were able to perform the light touch contact, indicating that this variable does not correlate well to the ability to stand and walk.

The assessment tool selected in this study for measuring the physical performance is the Fugl-Meyer Assessment Scale. This scale is a well-designed, feasible and efficient clinical examination method that has been tested widely in the stroke population (Fugl-Meyer et al. 1975). The Fugl-Meyer scale assesses multiple domains of physical performance including joint range of motion and pain, sensation, upper extremity motor, lower extremity motor and balance. The scale has been validated in many aspects and is recommended highly as a clinical tool for evaluating changes in motor impairments following stroke (Gladstone 2002). We have shown that the score from the lower extremity motor domain of the Fugl-Meyer Assessment Scale is able to differentiate those who will be able to perform the light touch contact. The lower extremity motor aims to evaluate multiple aspects of the lower extremity function, including the reflex activity, the combined movement of lower limb and the quality of movement such as tremor, speed and dysmetria. The function of lower limb and trunk is highly related to the standing and walking activities, therefore, it is not surprising to know that this domain of Fugl-Meyer Scale can be used as a screening test to identify the subjects with stroke who will be able to include in the light touch training program.

We also expected that the balance domain of the Fugl-Meyer Assessment Scale would reflect the group discrimination. However, the result does not support our hypothesis, even though the balance ability is highly related to the ability to stand and walk. Upon further analysis, we found that the ranking score in the balance domain is not sensitive enough to detect the subtle change of balance ability in the participants. For example, in the item of “stand on affected side” (paretic single legged stance), the 0 score is allocated to those who are able to stand less than 1-2 seconds. The maximum and the minimum durations that our participants were able to

stand on one leg were 1.9 and 0.3 seconds, respectively, which would be scored of 0 in both groups.

The summation of both lower extremity and balance scores shows the better picture in classifying the subjects into the light touch contact (TC) or force touch (FC) groups. The cutting points of 24 and 20 have been suggested, indicating that those with the combined score of more than 25 would be able to perform light touch contact and hence, is the candidate for light touch training. In contrast, those with the score of less than 20 points would not benefit from the light touch cue, as they were unable to control the touch force. When the score falls in the 20 to 24 point, the judgment and experience of the therapists will be required to determine whether the patients are ready for the light touch training.

Future suggestions

Our study confirms the immediate benefit of light touch cue through the use of a cane in providing higher lateral stability during standing and walking in the subjects with stroke. The improvement of body stability corresponds to the increase in weight-acceptance muscle activations on the paretic leg as well as the increase in the amount of weight bearing on the paretic leg. The provision of light touch cue, however, seems to affect only the paretic limb and does not cause the overuse of the non-paretic leg. It would be of interest to know whether the long-term use of light touch cue would facilitate the process of motor recovery required for standing and walking. In addition, the advantage of light touch cue on the postural control could lead to the reduction of fall risk or the prevention of falls in the subjects with stroke. However, this hypothesis needs to be validated in the future study.

CONCLUSION

Light touch cue can improve weight acceptance on the paretic leg during single-legged standing and walking in the subjects with stroke. The lower extremity motor domain of the Fugl-Meyer Assessment Scale is the clinical tool that can identify the candidate for light touch training.

REFERENCES

1. Badke MB and Duncan PM. Patterns of rapid motor response during postural adjustments when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. *Phys. Ther.* 63: 13-20, 1983.
2. Barbeau H, Visintin M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 84(10): 1458-65, 2003.
3. Bisiach E, Geminiani G, Berti A and Rusconi ML. Perceptual and premotor factors of unilateral neglect. *Neurology* 40: 1278-1281, 1990.
4. Boonsinsukh R, Fung J and DeSerres SJ. Effect of light fingertip touch on postural control during quiet stance and locomotion post stroke. *European Biomechanics Society, Holland*, 2004
5. Boonsinsukh R, Phunsuwan P, Fung, J. Effect of light touch applied during walking on gait outcomes in stroke subjects. *Thailand Research Fund Conference, Thailand*, 2006.
6. Boonsinsukh R, Phunsuwan P, Fung J. Light touch applied during walking improves weight acceptance of paretic leg in stroke subjects. *Thailand Research Fund Conference, Thailand*, 2007.
7. Boonsinsukh R, Panichareon L, Punsuwan P. Light touch cue through a cane improves pelvic stability during walking in stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90:6, 919-26, 2009.
8. Clapp S and Wing AM. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. *Exp. Brain Res.* 125: 521-524, 1999.
9. Department of Health. Our healthier nation; saving lives. London: HMSO, 2006.
10. Fogassi L, Gallese V, di Pellegrino G, Fadiga L, Gentilucci M and Luppino G. Space coding by premotor cortex. *Exp. Brain Res.* 89: 221-229, 1992.
11. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post stroke hemiplegic patient. I. a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med.* 7: 13-31, 1975.
12. Galletti C, Battaglini PP and Fattori P. Parietal neurons encoding spatial locations in craniotopic coordinates. *Exp. Brain Res.* 96: 221-229, 1989.

13. Gladstone DJ. The Fugl-Meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 16(3): 232-240, 2002.
14. Gowland C, VanHullenaar S, Torresin W, Moreland J, Vanspall B, Barrecca S. Chedoke-McMaster Stroke Assessment: Development, Validation and Administration Manual. Hamilton: Chedoke-McMaster Hospitals and McMaster University; 1995.
15. Holden M, Ventura J and Lackner JR. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. *J. Vestib. Res.* 4: 285-301, 1994.
16. Holden M, Gill K, Magliozzi M, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther*. 64(1):35-40, 1984.
17. Horak F and Shupert C. The role of vestibular system in postural control. In: *Vestibular Rehabilitation*, edited by Herdman S. New York: FA Davis, 1994, p. 22-46.
18. Hyndman D, Ashburn A and Stack E. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83: 165-170, 2002
19. Jeka JJ and Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp. Brain Res.* 100: 495-502, 1994.
20. Jeka JJ and Lackner JR. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces, a human postural control. *Brain Res.* 103: 267-276, 1995.
21. Jeka JJ. Light touch contact as a balance aid. *Phys. Ther.* 77: 476-487, 1997.
22. Jeka JJ, Ribeiro P, Oie K and Lackner JR. The structure of somatosensory information for human postural control. *Motor Control* 2: 13-33, 1998.
23. Karnath H. Subjective body orientation in neglect and the interactive contribution of neck muscle proprioceptive and vestibular stimulation. *Brain* 117: 1001-1012, 1994.
24. Kuan TS, Tsou JY, Su FC. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Arch Phys Med Rehabil*. 80:777-84, 1999.
25. Lackner JJ. Some proprioceptive influences on the perceptual representation of body shape and orientation. *Brain* 111: 281-297, 1988.

26. MacKay WA and Riehle A. Planning a reach: spatial analysis by area 7a neurons. In: *Tutorials in motor behavior II*, edited by G.E. S and Requin J. Amsterdam: North-Holland, 1992, p. 501-514.
27. Matthews PBC. Proprioceptors and their contribution to somatosenosry mapping: complex messages require complex processing. *Can. J. Pharmacol.* 66: 430-438, 1988.
28. Reginella RL, Redfern MS and Furman JM. Postural sway with earth-fixed and body-referenced finger contact in young and older adults. *J. Vestib. Res.* 9: 103-109, 1999.
29. Shumway-Cook A and Wollacott M. *Motor Control: theory and practical applications*. Maryland: William&Wilkins, 1995.
30. Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL and Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys. Ther.* 77: 812-819, 1997.
31. Straube A, Krafczyk S, Paulus W and Brandt T. Dependence of visual stabilization of postural sway on the cortical magnification factor of restricted visual fields. *Exp. Brain Res.* 99: 501-506, 1994.
32. Teasell R, McRae M, Foley N and Bhardwaj A. The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83: 329-333, 2002.
33. Tinetti ME and Williams CS. The effects of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *J. Gerontol. Med. Sci.* 53A: M112-M119, 1998.
34. Tremblay F, Mireault A, Dessaureault L, Manning H, Sveistrup H. Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging. *Exp Brain Res*. 157(3):275-85, 2004.
35. Tyson S. The support taken through walking aids during hemiplegic gait. *Clin Rehabil.* 12:395-401, 1998.
36. Wolfe CDA. The impact of stroke. *Br. Med. Bull.* 56: 275-286, 2000.

Output ของโครงการวิจัยที่ได้รับทุน

1. ผลงานที่ประดิษฐ์จากทุนสกว.ใช้ในการเก็บข้อมูลงานวิจัยที่ตีพิมพ์ในวารสารระดับชาติ
   Chalermchai K, Jusanit C, Pasarathon N , Tevaboon S, Pisarnpluek O, Meechai W, **Boonsinsukh R** (2009) Effect of Postural Control during walking with narrow base of support in the elderly. *Thai Pharmaceutical and Health Science Journal* vol.4, no.2; pp.208-216.

2. ดำเนินการจดสิทธิบัตรการประดิษฐ์ “อุปกรณ์ประเมินปริมาณแรงกดบนไม้เท้าและเท้าขณะเดิน”

Original Article

ผลของการสัมผัสแผ่วเบาต่อการทรงตัวขณะเดิน ที่มีฐานรับน้ำหนักแคบลงในผู้สูงอายุ

กอบทอง เฉลิมชัย, ชนาธิป จูสนิท, ณภารินทร์ ภัสราธร, สิริกานต์ เทวบุญ, อ้อมอรุณ พิศาลพฤกษ์, วราลักษณ์ มีชัย และ รัมภา บุญสินสุข*

สาขาวิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

* Corresponding author: rumpa@swu.ac.th

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบผลของการสัมผัสแผ่วเบาที่ให้ขณะเดินโดยการใช้ไม้เท้าต่อการทรงตัวขณะเดินในผู้สูงอายุและวัยรุ่นที่มีสุขภาพดี โดยเดินในสถานการณ์ที่ท้าทายความสามารถในการทรงตัว คือการเดินเท้าชิดร่วมกับการจำกัดการทำงานของระบบการมองเห็น (ใส่แว่นดำ) **วิธีการศึกษา:** ผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นผู้สูงอายุเพศหญิงที่มีอายุเฉลี่ย 68.46 ปี จำนวน 15 คน และวัยรุ่นเพศหญิงที่มีอายุเฉลี่ย 19.91 ปี จำนวน 12 คน ผู้เข้าร่วมการวิจัยถูกทดสอบการเดินเท้าชิดในระยะทาง 7 เมตร ร่วมกับการใส่แว่นดำ ใน 2 สถานการณ์ คือ มีการสัมผัสแผ่วเบาด้วยไม้เท้า (ให้แรงกดบนไม้เท้าน้อยกว่า 100 กรัม) และไม่มีการสัมผัส โดยควบคุมความเร็วขณะเดินในแต่ละสถานการณ์ให้เท่ากัน การทรงตัวขณะเดินประเมินจากความเร็วในการเดินในระยะทาง 5 เมตร ความเร่งด้านข้างของลำตัวขณะเดินและสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ของขาทั้ง 2 ข้าง เปรียบเทียบข้อมูลระหว่างกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัยและสถานการณ์ที่ทดสอบโดยใช้สถิติแบบ two-way repeated measures ANOVA ที่ระดับนัยสำคัญทางสถิติ $P < 0.05$ **ผลการศึกษา:** ความเร็วและความเร่งในการเดินเท้าชิดของผู้สูงอายุน้อยกว่าวัยรุ่น แต่ความเร่งด้านข้างของลำตัวขณะเดินไม่แตกต่างกันระหว่างสถานการณ์ที่ทดสอบ ในการเดินเท้าชิด กล้ามเนื้อ peroneus longus ของขาข้างที่รับน้ำหนักทำงานมากกว่ากล้ามเนื้อ tensor fascia latae โดยผู้สูงอายุมีปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อขาในขณะเดินเท้าชิดมากกว่าวัยรุ่น การสัมผัสแผ่วเบาขณะเดินลดการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ของขาข้างที่รับน้ำหนักในผู้สูงอายุ เมื่อเทียบกับการไม่ใช้ไม้เท้า แต่การทำงานของกล้ามเนื้อขาขณะเดินเท้าชิดในวัยรุ่นไม่มีความแตกต่างกันระหว่างการใช้สัมผัสแผ่วเบาและไม่มีการสัมผัส **สรุป:** การสัมผัสแผ่วเบาที่ให้ขณะเดินช่วยเพิ่มความมั่นคงในการทรงตัว โดยช่วยให้การรับรู้ตำแหน่งของร่างกายชัดเจนขึ้น ทำให้สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ของขาข้างที่รับน้ำหนักขณะเดินเท้าชิด เมื่อเทียบกับการเดินโดยไม่มีการสัมผัสแผ่วเบา แต่การสัมผัสแผ่วเบาไม่มีผลต่อการควบคุมการทรงตัวขณะเดินเท้าชิดในวัยรุ่นที่มีสุขภาพดี

คำสำคัญ: การทรงตัวขณะเดิน, การเดินเท้าชิด, การสัมผัสแผ่วเบา, การเดินในผู้สูงอายุ, การใช้ไม้เท้า

Thai Pharm Health Sci J 2009;4(2):208-216[§]

บทนำ

การทรงตัวเป็นองค์ประกอบที่สำคัญในการเดิน เนื่องจากร่างกายต้องสามารถควบคุมตำแหน่งของศีรษะและลำตัวบนขาทั้งสองข้างตลอดช่วงการเดิน รวมถึงสามารถปรับการเดินให้สอดคล้องกับสภาพแวดล้อมขณะเดินและทิศทางการเดิน[1] การทรงตัวขณะเดินถูกรบกวนได้ตลอดเวลา ไม่ว่าจากปัจจัยภายนอก เช่น สภาพพื้นผิวของทางเดิน หรือปัจจัยภายในที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของร่างกายเอง เช่น การหายใจ หรือการเต้นของหัวใจ การควบคุมการทรงตัวขณะเดินเป็นกระบวนการที่ซับซ้อน ที่อาศัยการทำงานร่วมกันของระบบต่าง ๆ ในร่างกาย โดยเริ่มจากการรับข้อมูลจากระบบรับความรู้สึกประเภทต่าง ๆ ที่มีอยู่ทั่วร่างกาย การประมวลและจัดลำดับความสำคัญของข้อมูลที่ได้รับ และสั่งการไปยังระบบกล้ามเนื้อและกระดูกเพื่อปรับท่าทางและการเคลื่อนไหวให้สัมพันธ์กับสภาพแวดล้อมที่รบกวนการทรงตัว[2] โดยมี

[§] 14th year of Srinakharinwirot Journal of Pharmaceutical Science

วัตถุประสงค์หลัก คือการรักษาส่วนต่าง ๆ ของร่างกายให้สัมพันธ์กัน และการควบคุมจุดศูนย์กลางของร่างกาย (centre of body mass; CoM) ให้อยู่ในฐานรับน้ำหนักที่เหมาะสม[3] เมื่อมีอายุมากขึ้น ระบบต่าง ๆ ที่ทำหน้าที่ช่วยการทรงตัว เช่น ระบบการมองเห็น ระบบรับความรู้สึกผิวกาย ระบบกระดูกกล้ามเนื้อและข้อต่อ ตลอดจนระบบควบคุมการทรงตัวจากหูชั้นใน (vestibular system) มีความเสื่อมหรือทำงานได้น้อยลง จึงส่งผลให้ความสามารถในการควบคุมการทรงตัวลดลง[4] ซึ่งความสามารถในการทรงตัวที่ลดลงในผู้สูงอายุเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้ผู้สูงอายุเสี่ยงต่อการหกล้ม[5]

การเปลี่ยนแปลงความสามารถในการทรงตัวส่งผลต่อความสามารถในการเดินของผู้สูงอายุ การทรงตัวที่ไม่ดีขณะเดินทำให้ผู้สูงอายุเดินช้าลง และมีแนวโน้มที่จะเดินช้าลงยิ่งขึ้นเมื่ออายุมากขึ้น เช่น ค่าเฉลี่ยของความเร็วขณะเดินสบาย ๆ และขณะเดินเร็วของผู้หญิงช่วงอายุ 60 - 69 ปี คือ 1.29 เมตร/วินาที และ 1.77 เมตร/วินาที ตามลำดับ ส่วนค่าเฉลี่ยของความเร็วขณะเดินสบาย ๆ และขณะเดินเร็วของผู้หญิงช่วงอายุ 70 - 79 ปี คือ 1.27 เมตร/วินาที และ 1.74 เมตร/วินาที[6] ตามลำดับ ซึ่งช้ากว่าค่าเฉลี่ยความเร็วในการเดินของผู้หญิงช่วงอายุ 20 - 29 ปี คือ 1.40 เมตร/วินาที สำหรับการเดินสบาย ๆ และ 2.46 เมตร/วินาที สำหรับการเดินเร็ว นอกจากนี้ การทรงตัวที่ไม่ดีขณะเดินของผู้สูงอายุยังมีผลต่อลักษณะการเดิน คือ เดินกางขามากขึ้น มีระยะก้าวเท้าแต่ละก้าวสั้นลง และมีช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองสัมผัสพื้น (double support time) มากขึ้น[7] พบว่าผู้สูงอายุมีช่วงก้าวที่สั้นลงจากวัยหนุ่มสาวประมาณร้อยละ 10 โดยสัมพันธ์กับการลดลงของความสามารถในการถีบปลายเท้าลงในช่วงสุดท้ายของการรับน้ำหนักของขา ซึ่งเป็นช่วงที่ใช้ในการเพิ่มแรงส่งให้สามารถเดินไปข้างหน้าได้[8] ความสามารถในการทรงตัวขณะเดินจะยิ่งเสื่อมถอยลงเมื่อมีอายุมากกว่า 80 ปี โดยพบว่า ผู้สูงอายุกว่าร้อยละ 25 ที่มีอายุเกิน 80 ปี จะมีการทรงตัวไม่ดีจนไม่สามารถเดินได้ด้วยตนเอง[9] การเดินที่ไม่มั่นคงนี้ เป็นต้นเหตุสำคัญของการเสี่ยงต่อการหกล้มในผู้สูงอายุ ซึ่งความไม่มั่นคงในการเดินสามารถประเมินได้จากปัจจัยที่หลากหลาย ได้แก่ ความเร็วในการเดิน ความสามารถในการหมุนตัวขณะเดิน ความยาวของการก้าวเท้า ระยะเวลาที่ใช้ในการก้าวเท้า ความแข็งแรงของกล้ามเนื้อขา[10] ความเร่งของลำตัวและศีรษะในการเดิน[11] และรูปแบบการทำงานของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ควบคุมการทรงตัวของร่างกาย โดยวิเคราะห์จากสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ[12]

การลดขนาดของฐานรับน้ำหนักให้แคบลง เป็นวิธีทดสอบความสามารถในการทรงตัวขณะเดินอย่างง่ายทางคลินิก ตัวอย่างของการลดขนาดของฐานรับน้ำหนักขณะเดินให้แคบลง คือการเดินต่อเท้า (tandem walk) โดยในขณะเดินต่อเท้าร่างกายต้องเคลื่อนไหวในฐานรับน้ำหนักที่แคบลงทางด้านข้าง ส่งผลให้ยากต่อการควบคุมตำแหน่งของ CoM ทางด้านข้าง (medio-lateral) การศึกษาของ Cho และคณะ (2004)[13] แสดงให้เห็นว่าการยืนต่อเท้า (tandem stance) และการเดินต่อเท้า (tandem walk) มีความสัมพันธ์กับความถี่ในการล้มและการทรงตัวขณะเดินของผู้สูงอายุ และสามารถใช้เป็นดรรชนีชี้วัดตัวหนึ่งที่พยากรณ์สมรรถภาพการเคลื่อนไหว การทรงตัวและอัตราเสี่ยงในการล้มของผู้สูงอายุได้ แต่การเดินต่อเท้าอาจเป็นกิจกรรมที่ยากสำหรับผู้สูงอายุ โดยพบว่า ผู้สูงอายุที่มีอายุมากกว่า 75 ปีขึ้นไปไม่สามารถเดินต่อเท้าได้ทุกคน ซึ่งยืนยันโดยการศึกษาของ Lark และ Pasupuleti (2009)[14] และผู้วิจัยกลุ่มนี้ แสดงให้เห็นว่า การเดินให้เท้าอยู่ในเส้นตรงขนานกัน (parallel walk) ที่อยู่ห่างกัน 20 เซ็นติเมตร ไม่จำเป็นต้องเป็นการเดินต่อเท้า ก็สามารถใช้จำแนกความสามารถในการเดินของผู้สูงอายุในช่วงอายุมากกว่า 75 ปีขึ้นไป ที่มีความเสี่ยงต่อการล้มได้เช่นกัน

การสัมผัสด้วยนิ้วมือหรือการแตะแผ่วเบา (light touch cue) เป็นการสัมผัสวัตถุเบา ๆ โดยที่น้ำหนักที่กดลงบนวัตถุไม่เกิน 100 กรัม การสัมผัสแผ่วเบาในลักษณะนี้จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับการรับรู้สภาพและตำแหน่งของร่างกาย (haptic information) โดยที่ตัวรับความรู้สึกสัมผัสและแรงกดจากผิวหนังบริเวณนิ้วมือ (cutaneous information) ร่วมกับตัวรับรู้การเคลื่อนไหวในกล้ามเนื้อและข้อต่อ (muscle and joint proprioceptor) บริเวณนิ้วมือ ข้อมือ ข้อศอก และข้อไหล่ทำหน้าที่ประมวลข้อมูลเกี่ยวกับตำแหน่งของร่างกายเทียบกับตำแหน่งของวัตถุที่ถูกสัมผัส[15,16] Jeka และคณะ (2004, 2005)[15,16] ทำการศึกษาผลของการสัมผัสแผ่วเบาขณะยืนในท่ายืนต่อเท้าร่วมกับการปิดตา พบว่าร่างกายเซน้อยลงขณะที่ให้สัมผัสกับราวจับอย่างแผ่วเบาเมื่อเทียบกับไม่มีการสัมผัสเลย โดยร่างกายมีความมั่นคงขณะยืนเมื่อสัมผัสแผ่วเบาเท่าเทียมกับขณะที่กดอย่างแรงบนราวจับ Fung และคณะ (2003)[17] ได้ทำการศึกษาผลของการสัมผัสแผ่วเบาขณะเดินในผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดีและที่มีปัญหาโรคหลอดเลือดสมองต่อการทรงตัวขณะเดิน พบว่าการสัมผัสแผ่วเบาบนราวจับขณะเดินช่วยให้การทรงตัวขณะเดินของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองดีขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Boonsinsukh และคณะ (2009)[18] ที่แสดงว่าการสัมผัสแผ่วเบาขณะเดินโดยใช้ไม้เท้าแทนราวจับให้ผลในการเพิ่มความมั่นคงขณะเดินสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกได้ แต่การสัมผัสแผ่วเบาขณะเดินไม่ค่อยมีประสิทธิภาพในผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดี เนื่องจากผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดีใช้ระบบ

การมองเห็นช่วยในการทรงตัวขณะเดินแทนระบบรับความรู้สึกที่บริเวณเท้า[17] อย่างไรก็ตาม ระบบการมองเห็นไม่สามารถใช้ในการทรงตัวขณะเดินได้ตลอดเวลา เนื่องจากในบางสถานการณ์ระบบนี้ไม่สามารถทำงานได้เต็มที่ เช่น การเดินในบริเวณที่มีแสงสว่างไม่เพียงพอ หรือการเดินในบริเวณที่ไม่สามารถมองเห็นพื้นผิวได้ชัดเจน ซึ่งสอดคล้องกับอุบัติการณ์ล้มในผู้สูงอายุ ที่พบว่าผู้สูงอายุล้มบ่อยขณะเดินในที่มืด[19]

เป็นที่ทราบกันทั่วไปว่า การใช้ไม้เท้าโดยลงน้ำหนักบนไม้เท้าตามปกติ (กดบนไม้เท้าอย่างหนัก) สามารถช่วยเพิ่มความมั่นคงขณะเดินในผู้สูงอายุที่มีปัญหาการทรงตัวได้เช่นกัน[20] แต่การศึกษาโดย Richardson และคณะ (2004)[21] พบว่าการใช้ไม้เท้าช่วยเดินบนทางเดินที่ไม่ราบเรียบทำให้การเดินไม่มั่นคง และความเร็วในการเดินลดลง เมื่อเทียบกับการใช้ไม้เท้าช่วยเดินบนทางเดินที่ราบเรียบ ดังนั้น การใช้ไม้เท้าจะเพิ่มความมั่นคงได้ดีในกรณีที่เดินบนพื้นที่ราบเรียบ ไม่ขรุขระ ซึ่งอาจไม่พบตลอดเวลาในสิ่งแวดล้อมประจำวัน การใช้ไม้เท้าสัมผัสเพียงแผ่วเบาอาจเป็นแนวทางที่ช่วยให้ผู้สูงอายุมีความมั่นคงเมื่อเดินบนทางเดินที่ไม่ราบเรียบ เป็นหลุมเป็นบ่อ เนื่องจากผู้ใช้การสัมผัสไม่จำเป็นต้องออกแรงสัมผัสพื้นเพื่อพยุงร่างกาย ความไม่เรียบของพื้นผิวสัมผัสจึงไม่มีผลต่อความมั่นคงของร่างกายมากเท่ากับการใช้ไม้เท้าตามปกติ ดังนั้น หากพบว่า การให้ข้อมูลเพิ่มเติม (augmented sensory input) จากการสัมผัสเพียงแผ่วเบาสามารถช่วยให้การทรงตัวขณะเดินในผู้สูงอายุดีขึ้น ก็อาจสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการป้องกันการหกล้มขณะเดินในผู้สูงอายุได้

ในการศึกษานี้ คณะผู้วิจัยจึงมุ่งศึกษาผลของการสัมผัสแผ่วเบาที่ให้โดยการใช้ไม้เท้าขณะเดินต่อการทรงตัวขณะเดินของผู้สูงอายุที่มีสุขภาพดี โดยเดินในสถานการณ์ที่ท้าทายความสามารถในการทรงตัว คือการเดินเท้าชิด (parallel walk) และจำกัดการทำงานของระบบการมองเห็น (ใส่แว่นดำ) โดยเปรียบเทียบการทรงตัวขณะเดินกับวัยรุ่นที่มีสุขภาพดี

วิธีการวิจัย

ผู้เข้าร่วมการวิจัย

ผู้เข้าร่วมการวิจัยเป็นผู้สูงอายุเพศหญิงที่มีอายุระหว่าง 60 - 75 ปี มีสุขภาพดี จำนวน 15 คน และวัยรุ่นเพศหญิงสุขภาพดี มีอายุระหว่าง 18 – 25 ปี จำนวน 12 คน ผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกคนอยู่ในเขตอำเภอองครักษ์ จังหวัดนครนายก และทุกคนสามารถยืนบนขาข้างถนัดข้างเดียวได้นานถึง 30 วินาที ยืนเท้าชิดหลับตาได้นานถึง 30 วินาที และสามารถเดินต่อส้นเท้าได้เองเป็นระยะทางมากกว่า 7 เมตร โดยมีเกณฑ์ในการคัดออกเพิ่มเติมดังนี้ 1) ไม่สามารถเดินได้ด้วยตนเอง 2) มีอาการเดินเซ 3) ขาทั้งสองข้างยาวไม่เท่ากัน 4) มีข้อต่อของขายึดติด 5) มีความผิดปกติของระบบรับความรู้สึกในมือข้างที่ถนัด 6) มีความผิดปกติของระบบประสาทและกล้ามเนื้อที่ส่งผลต่อการทรงตัว 7) มีอาการวิงเวียนศีรษะในขณะทดสอบ ลักษณะของผู้เข้าร่วมการวิจัยแสดงในตารางที่ 1 ผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกคนทราบวัตถุประสงค์การศึกษา และเซ็นใบแสดงความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย งานวิจัยนี้ผ่านการพิจารณาของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ตารางที่ 1 ลักษณะของตัวอย่างที่เข้าร่วมการวิจัย

คุณลักษณะ	ผู้เข้าร่วมการวิจัย	
	ผู้สูงอายุ	วัยรุ่น
จำนวน (คน)	15	12
เพศ: หญิง (ร้อยละ)	100	100
อายุ (ปี) (mean ± SD)	68.46 ± 5.96	19.91 ± 0.99
ดัชนีมวลกาย (กก./ม.^{2}) (mean ± SD)	23.38 ± 5.33	19.77 ± 2.97
แขนข้างที่ถนัด: ขวา (ร้อยละ)	100	100

การทดสอบการทรงตัวขณะเดิน

ก่อนเริ่มการทดสอบ ผู้วิจัยให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยใส่กางเกงขาสั้นที่เตรียมไว้ จากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยฝึกเดินเท้าชิด (parallel walk) ซึ่งคล้ายกับการเดินต่อส้นเท้า แต่ให้เท้าทั้งสองข้างอยู่ชิดกัน แทนที่จะอยู่ในแนวเส้นตรงเดียวกัน และฝึกการเดินเท้าชิดร่วมกับการใช้ไม้เท้าควบคุมแรงกดสำหรับฝึกเดิน (ในสถานการณ์ที่ทดสอบการสัมผัสแผ่วเบา) โดยใช้มือข้างถนัดถือไม้เท้า และแตะพื้นเฉพาะช่วงที่ขาข้างที่ไม่ถนัดรับน้ำหนัก (stance phase ของขาข้างที่ไม่ถนัด) ตัวเซ็นเซอร์ในไม้เท้าจะวัดแรงกดที่กระทำต่อไม้เท้า หากแรงกดมากกว่า 100 กรัม ไม้เท้าจะส่งเสียงร้องเตือน ผู้เข้าร่วมการวิจัยต้องสามารถควบคุมแรงกดบนไม้เท้าให้น้อยกว่า 100 กรัมในสภาวะการสัมผัสอย่างแผ่วเบา ซึ่งทุกคนมีระยะเวลาฝึก 10 นาที เมื่อผู้เข้าร่วมการวิจัยคุ้นเคยกับการเดินและอุปกรณ์ที่ต้องใช้แล้ว ผู้วิจัยทำการตั้งจังหวะของเครื่องเคาะจังหวะ (metronome) ตามความเร็วในการเดินของผู้เข้าร่วมการวิจัย ให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยเดินในจังหวะที่ตั้งไว้ เพื่อควบคุมความเร็วในการเดินให้คงที่ทุกสถานการณ์ที่ทำการทดสอบ

ผู้วิจัยวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (electromyograph) โดยติดขั้วรับสัญญาณ (electrode) ที่กล้ามเนื้อ peroneus

longus และกล้ามเนื้อ tensor fascia latae ที่ขาทั้งสองข้าง จากนั้นติดเครื่องวัดความเร่ง (accelerometer) ที่ spinous process ระดับ Thoracic ที่ 1[22] และใส่ foot switch และ force sensor ในรองเท้าทั้งสองข้างของผู้เข้าร่วมการวิจัย เพื่อวัดช่วงการเดิน สัญญาณจาก electrode, foot switch และ accelerometer จะส่งเข้าเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ Noraxon รุ่น 2400T ซึ่งจะประสานการทำงาน (synchronization) กับข้อมูลแรงกดที่ได้จากไม้เท้าและ force sensor เมื่อติดตั้งอุปกรณ์ทุกอย่างครบถ้วนแล้ว ผู้เข้าร่วมการวิจัยเดินเท้าชิดร่วมกับการใส่แว่นดำ ในระยะทาง 7 เมตร ตามสถานการณ์ที่ใช้ทดสอบคือ การเดินเท้าชิดโดยไม่ถือไม้เท้า และการเดินเท้าชิดและถือไม้เท้าสัมผัสอย่างแผ่วเบา ผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกคนเดินในสถานการณ์ละ 3 ครั้ง โดยสุ่มลำดับของสถานการณ์ที่ใช้ทดสอบ

นำข้อมูลสัญญาณไฟฟ้ากล้ามเนื้อและความเร่งของลำตัวด้านข้างขณะเดิน (medio-lateral acceleration) มาวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรม MATLAB ซึ่งความมั่นคงในการเดินด้านข้างคำนวณจากค่า peak-to-peak amplitude[18] ของ medio-lateral acceleration ในแต่ละสถานการณ์ของการเดิน เลือกช่วงการเดิน (gait cycle) 10 ช่วงต่อเนื่องในช่วง 5 เมตรตรงกลางของการเดิน จากนั้นวิเคราะห์ข้อมูลการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัดในช่วง stance phase ของขาข้างที่ไม่ถนัด และนำข้อมูลการทำงานของกล้ามเนื้อแต่ละมัดในแต่ละสถานการณ์มาหารด้วยค่าการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุดของกล้ามเนื้อมัดนั้น (maximum voluntary contraction; MVC) ซึ่งจะได้ค่าเป็นสัดส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อต่อการหดตัวสูงสุด จากนั้นคำนวณข้อมูลที่แสดงการทำงานของกล้ามเนื้อในช่วงรับน้ำหนัก (stance phase) ของขาข้างที่ไม่ถนัด ซึ่งเป็นช่วงการเดินที่ท้าทายความสามารถในการทรงตัว โดยการประมวลค่าพื้นที่ใต้กราฟ (integration) แล้วนำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย ดังนั้นข้อมูลการทำงานของกล้ามเนื้อในการเดินแต่ละสถานการณ์จะเป็นข้อมูลเฉลี่ยที่ได้มาจากการเดิน 10 ช่วงการเดิน

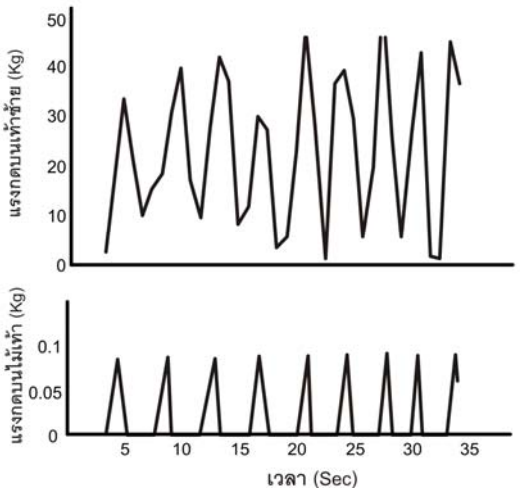
การวิเคราะห์ข้อมูล

นำข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์การกระจายตัวแบบปกติโดยใช้ Kolmogorov-Smirnov test จากนั้นวิเคราะห์ความต่างของผลลัพธ์ต่าง ๆ (ความเร็วและความเร่งในการเดิน ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อขณะเดิน) ระหว่างสถานการณ์ (การเดินเท้าชิดโดยไม่ถือไม้เท้า และการเดินเท้าชิดโดยถือไม้เท้าสัมผัสอย่างแผ่วเบา) และระหว่างกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยใช้ two-way repeated measurement ANOVAs (การสัมผัสแผ่วเบา x กลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัย) และกำหนดค่า *P*-value ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติทั้งหมดใช้โปรแกรม Statistica

ผลการศึกษา

ลักษณะการใช้ไม้เท้ากับแรงกดบนไม้เท้า

ในการใช้ไม้เท้าสัมผัสขณะเดินแบบเท้าชิด (parallel walk) กำหนดให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยใช้ไม้เท้าสัมผัสพื้นอย่างแผ่วเบา ขณะที่ขาข้างซ้าย (ข้างที่ไม่ถนัด) อยู่ในช่วงรับน้ำหนัก โดยกราฟในรูปที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ของจังหวะการเดินลงน้ำหนักที่ขาข้างซ้ายและการกดไม้เท้าอย่างแผ่วเบา โดยแรงกดบนไม้เท้าจะเกิดขึ้นในจังหวะเดียวกับแรงกดบนเท้าข้างซ้าย ซึ่งยืนยันว่าผู้เข้าร่วมการวิจัยใช้ไม้เท้าสัมผัสขณะที่เท้าซ้ายรับน้ำหนักจริง และการสัมผัสพื้นอย่างแผ่วเบา ใช้ปริมาณแรงกดน้อยกว่า 100 กรัม ตามเกณฑ์กำหนดของการสัมผัสอย่างแผ่วเบา



รูปที่ 1 ลักษณะการเดินโดยใช้ไม้เท้าสัมผัสแบบแผ่วเบาขณะเดินแบบเท้าชิด โดยแสดงแรงกดบนเท้าซ้ายระหว่างการลงน้ำหนักบนขาข้างซ้าย (บน) และจังหวะและปริมาณแรงกดบนไม้เท้า (ล่าง)

ความเร็วและความเร่งในแนว medio-lateral ขณะเดิน

ความเร็วเฉลี่ยในการเดินเท้าชิดแบบสบาย ๆ ช่วง 5 เมตรตรงกลาง ในแต่ละสถานการณ์ที่ทดสอบแสดงในตารางที่ 2 ซึ่ง

ตารางที่ 2 ความเร็วในการเดินและความเร่งด้านข้างขณะเดินเมื่อมีและไม่มีสัมผัสแผ่วเบาในผู้สูงอายุและวัยรุ่น

คุณลักษณะ	กลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัย			
	ผู้สูงอายุ		วัยรุ่น	
	ไม่มีสัมผัส	สัมผัสแผ่วเบา	ไม่มีสัมผัส	สัมผัสแผ่วเบา
ความเร็ว (เมตรต่อวินาที)[§]	0.18 ± 0.03	0.17 ± 0.02	0.23 ± 0.01*	0.23 ± 0.02*
ความเร่งด้านข้าง (เมตรต่อวินาที^{2})[§]	0.07 ± 0.01	0.07 ± 0.01	0.10 ± 0.02*	0.09 ± 0.01*

[§] แสดงเป็น mean ± SD

* แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) ระหว่างกลุ่มผู้สูงอายุและวัยรุ่น

จะเห็นได้ว่า ความเร็วเฉลี่ยของการเดินเท้าชิดของผู้สูงอายุไม่แตกต่างกันระหว่างสถานการณ์ ซึ่งเป็นเช่นเดียวกับความเร็วเฉลี่ยของการเดินเท้าชิดของวัยรุ่นที่ไม่แตกต่างกันในแต่ละสถานการณ์ แต่จะพบความแตกต่างของความเร็วในการเดินเท้าชิดระหว่างผู้สูงอายุและวัยรุ่น โดยความเร็วเฉลี่ยในการเดินแต่ละสถานการณ์ของผู้สูงอายุมีค่าน้อยกว่าที่พบในวัยรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$) และจากค่าเฉลี่ยของความเร่งในแนว medio-lateral ขณะเดินในแต่ละสถานการณ์ที่แสดงในตารางที่ 2 พบว่า ความมั่นคงของลำตัวขณะเดิน ซึ่งวัดโดยค่าเฉลี่ยของความเร่งในแนว medio-lateral ไม่แตกต่างกันในสถานการณ์ที่ทดสอบ แต่แตกต่างกันระหว่างกลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัย โดยค่าเฉลี่ยของความเร่งทางด้านข้างขณะเดินเท้าชิดในผู้สูงอายุมีค่าน้อยกว่าในวัยรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$)

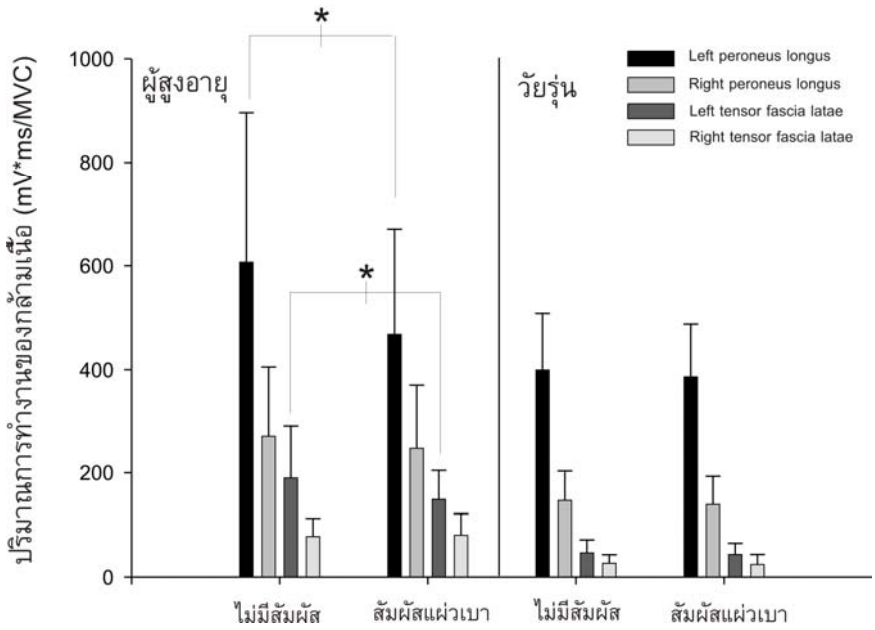
ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อขณะเดิน

การทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus และ กล้ามเนื้อ tensor fascia latae ขณะเดินเท้าชิด ซึ่งวิเคราะห์ในช่วงที่ขาข้างซ้ายรับน้ำหนัก ในสถานการณ์ที่มีการสัมผัสอย่างแผ่วเบาและไม่มีสัมผัสระหว่างผู้สูงอายุและวัยรุ่น ดังแสดงในรูปที่ 2 พบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อในผู้ร่วมการวิจัยทั้ง 2 กลุ่ม มีปริมาณการทำงานที่เป็นแบบแผน คือ กล้ามเนื้อ peroneus longus มีปริมาณการทำงานมากกว่ากล้ามเนื้อ tensor fascia latae โดยที่กล้ามเนื้อที่ทำงานมากที่สุดคือ กล้ามเนื้อ peroneus longus ข้างซ้าย แต่กล้ามเนื้อ tensor fascia latae ข้างขวามีปริมาณการทำงานน้อยที่สุด และปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อขาที่ทดสอบในผู้สูงอายุมีค่ามากกว่าในวัยรุ่นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.001$)

เมื่อเปรียบเทียบปริมาณการทำงานเฉพาะกลุ่มกล้ามเนื้อโดยพิจารณาการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus ข้างซ้ายและข้างขวาขณะเดินเท้าชิดในแต่ละสถานการณ์ พบว่ามีความแตกต่างของปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus ข้างซ้ายในผู้สูงอายุ ระหว่างสถานการณ์ที่ไม่มีการสัมผัส และสถานการณ์ที่ใช้ไม้เท้าสัมผัสแผ่วเบา ($P = 0.006$) โดยกล้ามเนื้อมัดนี้ทำงานในสถานการณ์ที่ไม่มีการสัมผัสมากกว่าสถานการณ์ที่มีการสัมผัสแผ่วเบา ในทางตรงข้ามปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus ในวัยรุ่นระหว่างสถานการณ์ที่ไม่มีการสัมผัสและสถานการณ์ที่ใช้ไม้เท้าสัมผัสแผ่วเบาไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติ และจากรูปที่ 2 จะเห็นได้ว่า ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อ tensor fascia latae ข้างซ้ายในผู้สูงอายุขณะเดินและสัมผัสแผ่วเบามีค่าน้อยกว่าในขณะเดินไม่สัมผัส ($P = 0.015$) แต่ไม่พบความแตกต่างเช่นนี้จากการทำงานของกล้ามเนื้อ tensor fascia latae ข้างขวา นอกจากนี้ ยังพบว่า ปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อกลุ่มนี้ในวัยรุ่นไม่แตกต่างกันไม่ว่าจะเป็นการเดินโดยสัมผัสหรือไม่สัมผัส

วิจารณ์ผลการศึกษา

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลของการสัมผัสแผ่วเบาขณะเดินโดยใช้ไม้เท้าต่อการทรงตัวขณะเดิน ในผู้สูงอายุโดยเปรียบเทียบกับวัยรุ่น สถานการณ์ที่ใช้รบกวนการทรงตัวขณะเดิน คือการใส่แว่นดำเพื่อลดประสิทธิภาพการทำงานของระบบรับภาพ และการเดินเท้าชิด ซึ่งเป็นรูปแบบการเดินที่สามารถใช้แยกแยะความสามารถในการทรงตัวขณะเดินของผู้สูงอายุได้[14] ในการศึกษานี้ ผู้วิจัยใช้ความเร่งของลำตัวขณะเดินเป็นตัวชี้ถึงความมั่นคงหรือการทรงตัวขณะเดิน ความเร่งของลำตัวขณะเดินเป็นตัวชี้วัดความมั่นคงในการเดิน[22] โดยพบว่าเมื่อลำตัวมีความมั่นคงมากขึ้น ความเร่งในการเดินจะลดลง แต่ความเร่งในการเดินมีความสัมพันธ์กับความเร็วในการเดินเช่นกัน คือความเร่งจะมากขึ้น เมื่อเดินเร็วขึ้น ดังนั้นหากความเร็วในการเดินไม่เท่ากัน จะไม่สามารถแปลผลความเร่งหรือความมั่นคงในการทรงตัวได้ ซึ่งข้อมูลนี้สอดคล้องกับผลที่ได้จากงานวิจัยที่ผ่านมา[11] และผลที่ได้ในการศึกษานี้ (ตารางที่ 2) ว่ากลุ่มวัยรุ่นมีความเร่งด้านข้างมาก



รูปที่ 2 แสดงปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ของขาข้างซ้ายและข้างขวาขณะเดินเท้าชิดร่วมกับสัมผัสแผ่วเบาและไม่มีการสัมผัสในผู้สูงอายุและวัยรุ่น โดยปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อมีหน่วยเป็นมิลลิโวลต์ (mV) x มิลลิวินาที (ms) ต่อการหดตัวของกล้ามเนื้อสูงสุด (maximum voluntary contraction; MVC)

* แสดงความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$)

กว่ากลุ่มผู้สูงอายุ เนื่องจากมีความเร็วในการเดินมากกว่า เมื่อความเร็วในการเดินต่างกัน จึงไม่สามารถสรุปว่า วัยรุ่นมีความมั่นคงในการเดินน้อยกว่าผู้สูงอายุ แต่ผลที่ได้จากการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า ในแต่ละกลุ่มอายุ ความเร็วในการเดินแต่ละสถานการณ์ไม่ต่างกัน เนื่องจากถูกควบคุมให้คงที่โดยการใช้ metronome ดังนั้น ค่าความเร่งที่แตกต่างกันจึงแสดงถึงความมั่นคงในการทรงตัวได้อย่างแท้จริง อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้พบว่า ความเร่งของการเดินไม่แตกต่างกันเมื่อเดินโดยใช้ไม้เท้าสัมผัสแผ่วเบาหรือไม่ใช้ไม้เท้าสัมผัส ที่เป็นเช่นนี้อาจเนื่องจากผู้สูงอายุรักษาความมั่นคงขณะเดินในท่าเท้าชิดเมื่อไม่มีการสัมผัส โดยใช้การปรับเปลี่ยนปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อให้มากขึ้นเมื่อความมั่นคงในการเดินลดลง ดังที่จะกล่าวต่อไป

ในภาวะที่การทรงตัวถูกรบกวนจากการเดินเท้าชิด ความมั่นคงของร่างกายจะลดลงมากที่สุดทางด้านข้าง (medio-lateral) ดังนั้นร่างกายจำเป็นต้องปรับการทำงานของกล้ามเนื้อเพื่อให้สามารถทรงตัวอยู่ได้ โดยกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่รักษาสมดุลด้านข้าง คือ กล้ามเนื้อ peroneus longus ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของข้อเท้า และกล้ามเนื้อ tensor fascia latae ซึ่งควบคุมการเคลื่อนไหวของข้อสะโพกและเชิงกราน ในการเดินเท้าชิด ร่างกายจะควบคุมลำตัว สะโพกและข้อเข่าให้เคลื่อนไหวน้อย และควบคุมการทรงตัวด้านข้างโดยใช้ข้อเท้าเป็นจุดหมุน ซึ่งการรักษาความมั่นคงของร่างกายโดยใช้ข้อเท้าเป็นจุดหมุนนั้น เป็นกลไกการตอบสนองที่เรียกว่า ankle strategy โดยพบว่าในการใช้กลไกนี้ กล้ามเนื้อที่ทำงานมากที่สุด คือกล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า[23] ดังนั้น จึงเป็นการอธิบายว่า เพราะเหตุใด การรักษาความมั่นคงของลำตัวขณะเดินเท้าชิดในการศึกษานี้ จึงมีการใช้กล้ามเนื้อบริเวณข้อเท้า (peroneus longus) มากกว่ากล้ามเนื้อบริเวณสะโพก (tensor fascia latae)

เมื่อพิจารณาในกลุ่มผู้สูงอายุ จะพบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ในสถานการณ์ที่ไม่ใช้ไม้เท้ามีค่ามากกว่าขณะที่ใช้ไม้เท้าสัมผัสแบบแผ่วเบา หากพิจารณาความสอดคล้องระหว่างการทำงานของกล้ามเนื้อและความเร่งของลำตัวขณะเดิน จะอธิบายได้ว่าการที่ผู้สูงอายุรักษาความมั่นคงขณะเดินได้ดีในสถานการณ์ที่ไม่ใช้ไม้เท้า เนื่องจากมีการกระตุ้นให้กล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ทำงานมากขึ้น แต่เมื่อให้การสัมผัสแผ่วเบา การทำงานของกล้ามเนื้อทั้ง 2 มัดที่กล่าวจะลดลง ดังนั้น การใช้สัมผัสแผ่วเบาในขณะเดินช่วยให้

ผู้สูงอายุมีความมั่นคงในการเดินเท้าชิดมากขึ้น จึงไม่ต้องระดมการทำงานของกล้ามเนื้อที่ช่วยในการรักษาความมั่นคงเพิ่มขึ้น ผลการศึกษาที่ได้นี้ สอดคล้องกับการศึกษา Jeka และ Lackner ในปี 1994 และ1995[15,16] ซึ่งทำการศึกษาผลของการสัมผัสแผ่วเบาในท่ายืนต่อเท้าและหลับตา โดยพบว่าการใช้สัมผัสแผ่วเบาส่งผลให้การเซขณะที่ไม่ใช้ไม้เท้าลดลง การที่ร่างกายมีความมั่นคงมากขึ้นไม่ใช่ผลจากการพยุงร่างกาย เนื่องจากปริมาณแรงสัมผัสแผ่วเบาเพียง 100 กรัมไม่เพียงพอที่จะใช้พยุงร่างกาย อีกทั้งความมั่นคงที่เพิ่มขึ้นนี้ไม่ได้เกิดจากการทำงานที่มากขึ้นของกล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่ควบคุมการทรงตัวขณะยืนต่อเท้า เนื่องจากพบว่ากล้ามเนื้อ peronei ที่ทำหน้าที่ควบคุมการทรงตัวขณะยืนต่อเท้าทำงานลดลงเมื่อเทียบกับการไม่สัมผัส นักวิจัยกลุ่มนี้จึงให้ความเห็นว่าความมั่นคงที่เพิ่มขึ้น เกิดจากข้อมูลการสัมผัสเพียงแผ่วเบาเป็นการให้ข้อมูลเพิ่มเติม (augmented sensory input) ที่ช่วยให้รับรู้ตำแหน่งของร่างกายได้ชัดเจนมากขึ้น จึงทำให้ร่างกายสามารถควบคุมการทรงตัวได้มั่นคงและแม่นยำขึ้น โดยไม่จำเป็นต้องสั่งการให้กล้ามเนื้อทำงานมากเกินไป[15,16] อีกทั้งการใช้ไม้เท้าสัมผัสพื้นอย่างแผ่วเบายังช่วยเพิ่มฐานรองรับน้ำหนักทางด้านข้างให้กว้างขึ้นชั่วคราว เมื่อเทียบกับการไม่ใช้ไม้เท้า ดังนั้น การเพิ่มความกว้างของฐานรองรับร่างกายอาจมีส่วนช่วยเพิ่มความมั่นคงขณะเดินเท้าชิดด้วยเช่นกัน นอกจากนี้ การศึกษานี้ยังแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างของปริมาณการทำงานของกล้ามเนื้อข้างซ้ายและขวา โดยพบว่าการทำงานของกล้ามเนื้อขาข้างซ้ายมากกว่าข้างขวา ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากข้อมูลการวิจัยได้มาจากการคำนวณการทำงานของกล้ามเนื้อเฉพาะเมื่อขาซ้ายรับน้ำหนัก ดังนั้น จึงพบว่ากล้ามเนื้อนี้ในข้างซ้ายทำงานมากกว่าข้างขวา

ในกลุ่มวัยรุ่น ผลการวิจัยไม่พบความแตกต่างของการทำงานของกล้ามเนื้อขณะเดินเมื่อไม่มีการสัมผัสและมีการสัมผัสอย่างแผ่วเบา การไม่พบความแตกต่างนี้ อาจเนื่องมาจาก ผู้เข้าร่วมงานวิจัยเป็นผู้มีสุขภาพดี มีการรับสัมผัสและควบคุมการทรงตัวปกติ โดยในวัยรุ่นที่มีสุขภาพดีจะมีระบบการควบคุมการทรงตัว ที่ประกอบด้วยระบบควบคุมการทรงตัวในหูชั้นใน ระบบการมองเห็น และระบบการรับความรู้สึกจากผิวกายเป็นปกติ[2] เมื่อมีการรบกวนการทรงตัวโดยการลดประสิทธิภาพการมองเห็น และการจำกัดฐานรองรับน้ำหนักร่างกายโดยการเดินเท้าชิด กลุ่มผู้เข้าร่วมการวิจัยที่เป็นวัยรุ่นสามารถใช้ระบบการรับรู้สึกจากผิวหนัง กล้ามเนื้อ และข้อต่อ ที่มีความแม่นยำ เป็นข้อมูลหลักในการควบคุมการทรงตัว จึงไม่ส่งผลกระทบมากพอที่จะทำให้เกิดการสูญเสียการทรงตัวในกลุ่มวัยรุ่นที่มีสุขภาพดี ทำให้ผลของการสัมผัสแผ่วเบา ซึ่งเป็นข้อมูลที่ให้เพิ่มเติม (augmented sensory input) ไม่มีความจำเป็นต่อการช่วยควบคุมการทรงตัวในผู้วัยรุ่นที่มีสุขภาพดี จึงไม่เห็นความแตกต่างระหว่างการมีสัมผัสและการไม่มีสัมผัส

สรุปผลการวิจัย

การสัมผัสแผ่วเบาที่ให้ขณะเดินช่วยเพิ่มความมั่นคงในการทรงตัวขณะเดินเท้าชิดในผู้สูงอายุ โดยการสัมผัสแผ่วเบาช่วยให้การรับรู้ตำแหน่งของร่างกายชัดเจนขึ้น ทำให้สามารถลดการทำงานของกล้ามเนื้อ peroneus longus และ tensor fascia latae ของขาข้างที่รับน้ำหนัก เมื่อเทียบกับการเดินโดยไม่มีการสัมผัสแผ่วเบา แต่การสัมผัสแผ่วเบาไม่มีผลต่อการควบคุมการทรงตัวขณะเดินเท้าชิดในวัยรุ่นที่มีสุขภาพดี

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณผู้เข้าร่วมการวิจัยทุกคนที่มีส่วนร่วมในงานวิจัยนี้ และคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือวิจัยและสถานที่ ไม้เท้าควบคุมแรงกดสำหรับฝึกเดินและชุดวิเคราะห์แรงกดจากเท้าที่ประสานงานกับการใช้ไม้เท้าได้รับทุนสนับสนุนการประดิษฐ์จากสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) ประจำปี 2551-2553 ทุนเลขที่ MRG5180265

เอกสารอ้างอิง

1. Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. *Med Prog Technol* 1990;16:31-51.
2. Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor control: translating research into clinical practice. 3rd (ed.) Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2001: pp.157-187.
3. Horak FB, Macpherson JM. Postural orientation and equilibrium. In: Shepard J and Rowell L. (ed.). Integration of Motor, Circulatory, Respiratory and Metabolic Control during Exercise. New York. Oxford University Press, 1996: pp.255-292.
4. Wolfson L. Balance decrements in older persons: effects of age and disease. In: Masdeu JC, Sudarsky L, Wolfson L. (ed.). Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies. New York. Lippincott-Raven, 1997: pp.79-92.

5. Alexander NB. Postural control in older adults. *J Am Geriatr Soc* 1994;42:93-108.
6. Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20 – 79 years: reference values and determinants. *Age Ageing* 1997;26:15-19.
7. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age and gender related test performance in community dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Time Up & Go Test, and Gait Speeds. *Phys Ther* 2002; 82:128-137.
8. Judge JO, Davis RB3rd, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1996;51:M303-312.
9. Lundgren-Lindquist B, Aniansson A, Rundgren A. Functional studies in 79 years old (PartIII). *Scan J Rehabil Med* 1983;15:125-131.
10. Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *J Biomech* 2008;41:2899-2905.
11. Menz HB, Lord SR, Fitzpatrick RC. Age-related differences in walking stability. *Age Ageing* 2003;32:137-142.
12. Allum JH, Carpenter MG, Adkin AL. Balance control analysis as a method for screening and identifying balance deficits. *Ann N Y Acad Sci* 2001;942:413-427.
13. Cho BL, Scapace D, Alexander NB. Tests of stepping as indicators of mobility, balance and fall risks in balance-impaired older adults, *J Am Geriatr Soc* 2004;52:1168-1173.
14. Lark SD, Pasupuleti S. Validity of a functional dynamic walking test for the elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90:470-474.
15. Jeka JJ, Lackner JR. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. *Exp Brain Res* 1995;103:267-276.
16. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res* 1994;100:495-502.
17. Fung J, Boonsinsukh R, DeSerres S. Light touch from the fingertip improves balance during standing and walking following stroke. *Soc Neurosci Abstr* 2003;29: 70.12.
18. Boonsinsuh R, Panicharoen L, Phansuwan-Pujito P. Light touch through a cane improves pelvic stability during walking in stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90:919-26.
19. Nevitt MC. Falls in the elderly:risk factors and prevention. In: Masdeu JC, Sudarsky L, Wolfson L. (eds.). Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies. New York. Lippincott-Raven, 1997: pp.13-37.
20. Hamzat TK, Kobiri A. Effects of walking with a cane on balance and social participation among community-dwelling post-stroke individuals. *Eur J Phys Rehabil Med* 2008;44:121-126.
21. Richardson JK, Thies SB, DeMott TK, Ashton-Miller JA. Interventions improve gait regularity in patients with peripheral neuropathy while walking on an irregular surface under low light. *J Am Geriatr Soc* 2004;52:510-515.
22. Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement pattern during walking. *Gait Posture* 2008;28(1):1-15.
23. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophysiol* 1986;55(6):1369-1381.

Original Article

Effect of Light Touch Cue on Postural Control during Walking with Narrow Base of Support in the Elderly

Kobthong Chalermchai, Chanatip Jusanit , Naparin Patsarathorn , Sirikarn Tewaboon, Aomaroon Pisanpruk, Waraluk Meechai, and Rumpa Boonsinsukh*

Division of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Srinakharinwirot University

* Corresponding author: rumpa@swu.ac.th

ABSTRACT

Objective: To compare the effect of light touch cue through a cane on postural control during walking in the healthy elderly and young subjects. Postural control during walking was challenged by the parallel walk and wearing dark sunglasses. **Method:** Fifteen elderly female subjects with the average age of 68.46 years and twelve young female subjects with the average age of 19.91 years participated in this study. The participants were asked to perform parallel walk for 7 meters while wearing dark sunglasses in the 2 testing conditions; light touch through a cane (force exerted on the cane less than 100 grams) and no touch. The observed parameters were gait velocity during 5-meter walk, mediolateral trunk acceleration and electromyographic signals from bilateral peroneus longus and tensor fascia latae. Two-way repeated measures ANOVA (group x condition) was used to test for statistical significance at the *P* level of less than 0.05. **Results:** Gait velocity and mediolateral trunk acceleration during parallel walking in the elderly was less than the young. The mediolateral trunk acceleration was, however, not different between testing conditions. Leg muscle activations in the elderly subjects were higher than in the young group and the highest muscle activation was found in the peroneus longus of the stance leg. Light touch cue reduced the amount of muscle activations on the left peroneus longus and left tensor fascia latae in the elderly group, but not in the young subjects. **Conclusion:** Light touch cue improves body stability during parallel walk by providing accurate body orientation in space in the elderly subjects so that the body requires less activity of weight acceptance peroneus longus and tensor fascia latae. Light touch cue, however, shows no benefit on the postural control during parallel walk in the young subjects.

Key words: dynamic postural control, parallel walk, light touch cue, gait in aging, walking aids

Thai Pharm Health Sci J 2009;4(2):208-216[§]

[§] 14th year of Srinakharinwirot Journal of Pharmaceutical Science