การประยุกต์ใช้ข้อมูลป้อนกลับในการฟื้นฟูความสามารถสำหรับผู้ป่วยทางระบบประสาท

ธีรวัฒน์ นิธิอรรถวานนท์, สุกัลยา อมตฉายา

สายวิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

Application of Feedback in Rehabilitation Practice for Patients with Neurological Conditions

Nithiatthawanon T, Amatachaya S

School of Physical Therapy, Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University

บทนำ

นักกายภาพบำบัดเป็นผู้มีบทบาทสำคัญในการพัฒนาและฟื้นฟูความสามารถของบุคคลกลุ่มต่าง ๆ โดยเฉพาะผู้ป่วยที่มีความบกพร่องทางการเคลื่อนไหว เช่น ผู้ป่วยทางระบบประสาทกลุ่มต่าง ๆ และผู้สูงอายุ เป็นต้น ดังนั้นแนวทางในการพัฒนาประสิทธิภาพของการฟื้นฟูความสามารถจึงมีความสำคัญและจำเป็น โดยเฉพาะในปัจจุบันที่ระยะเวลาการฟื้นฟูความสามารถของผู้ป่วยในลดลงอย่างมาก โดยในต่างประเทศพบว่าลดลงจากเฉลี่ย 98 วัน ในปี ค.ศ. 2013 เหลือเพียง 36 วัน ในปี ค.ศ. 2016 ส่วนในประเทศไทย ระยะเวลาการการฟื้นฟูความสามารถผู้ป่วยลดลงเหลือเพียง 7.96–12.68 วัน เท่านั้น ในปี ค.ศ. 2012[1-3]

มีรายงานว่าข้อมูลนำเข้าหรือข้อมูลป้อนกลับ (afferent information or feedback) มีความสำคัญต่อการพัฒนา ปรับปรุง และส่งเสริมประสิทธิภาพของการเคลื่อนไหว[4] เนื่องจากผู้ป่วยทางระบบประสาทส่วนใหญ่ เช่น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ผู้ป่วยบาดเจ็บไขสันหลัง หรือผู้ป่วยพาร์กินสัน รวมถึงผู้สูงอายุมักบกพร่องความสามารถในการรับรู้ข้อมูลจากภายในร่างกาย (intrinsic feedback) รวมถึงความสามารถในการประมวลผล (integrative function) ที่ส่งผลกระทบต่อความสามารถในการควบคุมการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย[3] ซึ่งผู้ป่วยอาจต้องการข้อมูลเพิ่มเติมจากภายนอก (external information) เพื่อส่งเสริมความสามารถทางการเคลื่อนไหว โดยข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับเรื่องนี้ได้กระจายอยู่ในที่ต่าง ๆ ผู้เขียนจึงได้รวบรวมข้อมูลที่เกี่ยวข้องโดยใช้คำสำคัญในการค้นข้อมูล คือ neurology, feedback, stroke, spinal cord injury และ Parkinson's disease โดยพยายามคัดเลือกบทความที่มีคุณภาพสูง เช่น ใช้รูปแบบการศึกษาแบบ randomized controlled trial หรือการศึกษาแบบ quasi-experimental design ที่ทันสมัยและมีการเปรียบเทียบผลการศึกษาก่อนและหลังการทดลอง โดยคัดเลือกบทความที่ตีพิมพ์ตั้งแต่ปี ค.ศ. 2000 เป็นต้นมา เพื่อมุ่งหวังให้ผู้อ่านได้ทราบและสามารถประยุกต์ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวไปใช้ในผู้ป่วยกลุ่มต่าง ๆ ได้อย่างเหมาะสม

นิยามของข้อมูลนำเข้าหรือข้อมูลป้อนกลับ (afferent information or feedback)

ข้อมูลนำเข้าหรือข้อมูลป้อนกลับ หมายถึง ข้อมูลที่สัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวทุกชนิดที่สะท้อนกลับไปยังบุคคลที่เกิดขึ้นก่อน ระหว่าง หรือหลังการเคลื่อนไหวเสร็จสิ้น เพื่อให้ทราบถึงการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นหรือที่ควรจะเป็น[5, 6] เช่น ข้อมูลภายในร่างกายที่ทำให้บุคคลทราบตำแหน่งของแขน ลำตัว หรือขาในช่วงก่อน ระหว่าง หรือหลังการเคลื่อนไหว หรือข้อมูลจากภายนอก เช่น คำแนะนำการเคลื่อนไหวจากนักกายภาพบำบัด ความสูงของธรณีประตูที่บุคคลจะต้องก้าวข้าม เป็นต้น[4, 7]

แหล่งของข้อมูลป้อนกลับ (sources of feedback)

ข้อมูลป้อนกลับสามารถเกิดจาก 2 แหล่งใหญ่ ๆ คือ

ข้อมูลป้อนกลับจากภายในร่างกาย

ข้อมูลป้อนกลับหรือข้อมูลนำเข้าจากภายในร่างกาย (ในภาษาอังกฤษอาจใช้คำว่า intrinsic feedback, internal feedback หรือ afferent input) เป็นข้อมูลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นภายในบุคคลจากระบบการรับความรู้สึกภายในร่างกาย 3 ระบบที่สำคัญ คือ ระบบประสาทสัมผัสกาย (somatosensory system) ระบบการมองเห็น (visual system) และระบบเวสติบูล่าร์ (vestibular system)[4] โดยปกติมนุษย์จะพึ่งพาข้อมูลป้อนกลับจากระบบต่าง ๆ เหล่านี้เพื่อควบคุมหรือปรับเปลี่ยนการเคลื่อนไหวในปริมาณต่างกันไปในแต่ละช่วงอายุ เช่น เด็กมักใช้ข้อมูลจากการมองเห็นเป็นหลัก ในขณะที่ผู้ใหญ่มักใช้ข้อมูลจากระบบประสาทสัมผัสกายเป็นหลัก ส่วนระบบเวสติบูลาร์จะทำงานมากขึ้นเมื่อบุคคลไม่สามารถใช้ข้อมูลจากระบบอื่น ๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ เช่น เมื่อยืนในที่มืด หรือบนพื้นไม่คงที่ เช่น โป๊ะเรือ หรือแผ่นโฟม เป็นต้น[8] โดยข้อมูลที่เกิดขึ้นจากทั้ง 3 แหล่งนี้ จะได้รับการส่งไปยังบริเวณ sensory cortex ของสมองใหญ่ และสมองน้อย (cerebellum) เพื่อประมวลผล โดยหากพบข้อผิดพลาด สมองน้อยจะส่งสัญญาณไปที่ thalamus และ primary motor cortex เพื่อวิเคราะห์

Correspondence to: Sugalya Amatachaya, Ph.D.; School of Physical Therapy, Faculty of Associated Medical Sciences, Khon Kaen University, Khon Kaen 40002, Thailand; E-mail: samata@kku.ac.th

วางแผน และปรับเปลี่ยนรูปแบบการเคลื่อนไหวใหม่ให้เหมาะสมมากขึ้น[9] แต่ในผู้ที่มีความบกพร่องทางการเคลื่อนไหว เช่น ผู้ป่วยทางระบบประสาท ผู้สูงอายุ หรือผู้ป่วยเบาหวาน มักมีความบกพร่องหรือสูญเสียความสามารถในการรับรู้ข้อมูลภายในร่างกาย โดยเฉพาะข้อมูลจากระบบประสาทสัมผัสกาย อันประกอบไปด้วยข้อมูลจากผิวหนัง กล้ามเนื้อ และข้อต่อต่าง ๆ ส่งผลกระทบต่อความสามารถในการควบคุมการเคลื่อนไหว ดังนั้น ผู้ป่วยจึงอาจต้องการข้อมูลป้อนกลับเพิ่มเติมจากภายนอกเพื่อส่งเสริมประสิทธิภาพของการเคลื่อนไหวให้ดียิ่งขึ้น[4, 6, 7, 10]

ข้อมูลป้อนกลับจากภายนอก

ข้อมูลป้อนกลับจากภายนอก (extrinsic feedback or external feedback) หมายถึง ข้อมูลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวที่ได้รับเพิ่มเติมจากภายนอกเพื่อเสริมหรือทดแทนความบกพร่องจากภายในร่างกาย เช่น ภาพจากกระจก ภาพถ่ายการเคลื่อนไหว คำแนะนำหรือการนำการเคลื่อนไหวโดยมือของนักกายภาพบำบัด เพื่อให้ผู้ป่วยได้ทราบความแตกต่างระหว่างลักษณะการเคลื่อนไหวของตนเองและการเคลื่อนไหวที่ถูกต้อง ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มต่าง ๆ สามารถปรับเปลี่ยนการเคลื่อนไหวให้ดียิ่งขึ้น[11-15] เช่น ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง[15] ผู้ป่วยพาร์กินสัน[12] ผู้ป่วยเบาหวาน[16] หรือผู้ป่วยบาดเจ็บไขสันหลัง[10] (ตารางที่ 1) ทั้งนี้ข้อมูลป้อนกลับอาจเป็นข้อมูลจากการมองเห็น (visual feedback) เช่น ภาพในกระจก จากระบบประสาทสัมผัสกาย (somatosensory feedback) เช่น การสัมผัสและนำการเคลื่อนไหวจากมือของนักกายภาพบำบัด หรือการใช้เครื่องสั่นสะเทือน (whole body vibrator) เป็นต้น[17] นอกจากนี้ปัจจุบันยังมีการใช้สิ่งชี้นำการเคลื่อนไหวจากภายนอก (external cues) เพื่อให้ผู้ป่วยปรับเปลี่ยนการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ กล่าวคือ หากต้องการปรับเปลี่ยนตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับเวลา เช่น ความถี่ในการก้าวขาและความเร็วในการเดิน อาจใช้การชี้นำที่เกี่ยวกับเวลา (temporal cues) เช่น เครื่องตีให้จังหวะ (metronome) หรือเสียงเพลง เป็นต้น[18] แต่หากต้องการปรับปรุงตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับระยะทางเวลา ควรใช้ข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับระยะทาง (spatial cues) เช่น การติดเทปสีไว้บนพื้นเพื่อกำหนดระยะก้าวที่เหมาะสม หรือความสมมาตรของระยะก้าว เป็นต้น[19-21] โดยในบทความนี้ให้ความหมายของข้อมูลการป้อนกลับ (external feedback) หมายถึง ข้อมูลป้อนกลับที่สัมพันธ์กับผล หรือรูปแบบของการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยที่เกิดขึ้น ส่วนสิ่งชี้นำจากภายนอก (external cue) หมายถึง ข้อมูลที่สัมพันธ์กับลักษณะการเคลื่อนไหวที่ต้องการให้เกิดขึ้น แต่ไม่สัมพันธ์กับรูปแบบของการเคลื่อนไหวร่างกายที่เกิดขึ้นจริง โดยตารางที่ 2 ได้รวบรวมประเภทของข้อมูลป้อนกลับในลักษณะอื่น ๆ ที่มีกล่าวถึงในงานวิจัยที่ผ่านมา

ลักษณะของข้อมูลป้อนกลับจากภายนอก

- ข้อมูลเกี่ยวกับผลลัพธ์ (knowledge of result หรือ KR) เป็นข้อมูลป้อนกลับเกี่ยวกับผลลัพธ์ของการเคลื่อนไหว[7] เช่น ผลการเคลื่อนไหว (ถูกหรือไม่ถูก) ปริมาณการลงน้ำหนักที่ขาขณะผู้ป่วยลุกขึ้นยืนจากเตียง ความเร็วในการเดิน หรือจำนวนสิ่งกีดขวางที่ผู้ป่วยก้าวข้ามได้ เป็นต้น

- ข้อมูลเกี่ยวกับคุณภาพการเคลื่อนไหว (knowledge of performance หรือ KP) เป็นข้อมูลเกี่ยวกับลักษณะการเคลื่อนไหวที่ผู้ป่วยทำ[7] เช่น นักกายภาพบำบัดอธิบายลักษณะการเดินให้ผู้ป่วยทราบ และแนวทางการปรับปรุงการเคลื่อนไหว ซึ่งอาจอธิบายพร้อมกับการดูภาพเคลื่อนไหวจากวีดีโอ เป็นต้น

ดังนั้น ข้อมูลป้อนกลับแบบ KP จะมีรายละเอียดค่อนข้างมากทำให้ผู้ป่วยสามารถเข้าใจและทำตามได้ยากกว่าเนื่องจากผู้ป่วยต้องควบคุมรูปแบบการเคลื่อนไหวของร่างกายทุก ๆ ส่วน ให้ใกล้เคียงกับแบบที่ต้องการ[11, 22, 23] ในขณะที่ KR บอกเพียงสิ่งที่ผู้ป่วยทำได้เทียบกับค่าเป้าหมายที่ต้องการ ดังนั้น ข้อมูลป้อนกลับแบบ KR จึงเข้าใจได้ง่าย แต่ไม่มีรายละเอียดวิธีการที่ควรจะทำ จึงอาจเหมาะสมกับผู้ป่วยที่ความสามารถค่อนข้างต่ำซึ่งไม่สามารถรับรู้ หรือควบคุมการเคลื่อนไหวที่ใช้องค์ประกอบของร่างกายหลายส่วนพร้อมกันได้ดีนัก ในทางตรงกันข้ามการให้ข้อมูลป้อนกลับแบบ KP เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่มีความสามารถค่อนข้างสูงเพื่อให้ผู้ป่วยปรับปรุงรูปแบบการเคลื่อนไหวให้ดียิ่งขึ้น โดยการศึกษาที่ผ่านมาพบว่า KP ช่วยให้ผู้ป่วยพัฒนาทักษะทางการเคลื่อนไหวได้ดีกว่าการให้ข้อมูลแบบ KR[24, 25]

ช่วงเวลาการให้ข้อมูลป้อนกลับ (timing of external feedback provision)

ช่วงเวลาที่ให้ข้อมูลป้อนกลับมีความสำคัญต่อการพัฒนาทักษะทางการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย ซึ่งผู้รักษาอาจให้ข้อมูลป้อนกลับก่อนระหว่าง หรือหลังการเคลื่อนไหวก็ได้ โดยมีรายงานว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับระหว่างการเคลื่อนไหว (concurrent feedback) ช่วยให้ผู้ป่วยเปลี่ยนแปลงความสามารถทันทีภายหลังการฝึก (immediate effect) ในขณะที่การให้ข้อมูลป้อนกลับภายหลังการฝึกเสร็จสิ้น (terminal feedback) ช่วยให้ผู้ป่วยเปลี่ยนแปลงความสามารถภายหลังจากการฝึก 24 ชั่วโมง[26] โดยการให้ข้อมูลป้อนกลับระหว่างการฝึกช่วยให้ผู้ป่วยทางระบบประสาทพัฒนาทักษะทางการเคลื่อนไหวได้ดีกว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับภายหลังจากการฝึก[7]

ความถี่ของการให้ข้อมูลป้อนกลับ (frequency of external feedback provision)

ความถี่ของการให้ข้อมูลป้อนกลับขึ้นกับความสามารถของผู้ป่วยและความยากของกิจกรรม โดยการให้ข้อมูลป้อนกลับบ่อย ๆ เช่น ตลอดเวลาที่ฝึก ในขณะฝึกกิจกรรมที่ค่อนข้างง่าย หรือในผู้ป่วยที่มีความสามารถสูงจะลดประสิทธิภาพของกระบวนการเรียนรู้ หรือการพัฒนาทักษะของผู้ป่วยลง[22] ดังนั้น ในกรณีเช่นนี้ควรให้ข้อมูลป้อนกลับเป็นบางครั้งในระหว่างการฝึก เช่น ร้อยละ 80, 50 หรือ 20 ของการเคลื่อนไหว[23] ตามความสามารถของผู้ป่วยและความยากของกิจกรรม เช่น อาจให้ข้อมูลป้อนกลับเฉพาะช่วงที่ผู้ป่วยทำผิด แล้วค่อย ๆ ลดจำนวนครั้งในการให้ข้อมูลป้อนกลับลง โดยการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการให้ข้อมูลป้อนกลับเพียงร้อยละ 50 ช่วยให้อาสาสมัครพัฒนาทักษะทางการเคลื่อนไหวดีกว่าการให้ข้อมูลด้วยความถี่ร้อยละ 100[23] ในทางตรงกันข้าม หากเป็นการเคลื่อนไหวที่ค่อนข้างยาก หรือผู้ป่วยมีความสามารถค่อนข้างต่ำ ผู้ฝึกควรจะให้ข้อมูลป้อนกลับค่อนข้างบ่อยเพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยใช้การเคลื่อนไหวชดเชย (compensatory strategy) ซึ่งอาจส่งผลต่อการพัฒนาความสามารถในระยะยาวของผู้ป่วย

Table 1. Summarize of external feedback used in previous studies

Authors, years	Subject characteristics			Objectives	Study design	Experimental group programs						Control group programs	Duration and frequency of programs	Results
						External feedback used								
						Type		Timing		Frequency				
	Cause	Stage	Baseline ability			KR	KP	Concurrent	Terminal	High	Low			
Sungkarat et al., 2011	CVD	sub-acute	ability to walk at least 10 m.	to determine whether external feedback to promote symmetrical weight distribution during standing and walking would improve gait performance and balance in people with stroke	RCT	✓		✓		✓		conventional program	60 min/session, 5 times/ week, 15 times (3 weeks)	Improvement of - weight distribution symmetry during standing and walking (Δ = 0.14%, p-value<0.03) - walking speed (Δ = 12.24 cm/s, p<0.02) - balance control ability (TUG) (Δ = 9.88 s, p-<0.001)
						auditory feedback was emitted, the weight-bearing load on the paretic leg exceeded a set threshold								
Hollands et al., 2015	CVD	chronic	walking speed < 0.8 m/s	to examine the feasibility and preliminary efficacy of varied walking practice in response to visual cues, for the rehabilitation of walking following stroke	RCT	✓		✓		✓		usual care	60 min/session, 2 times/ week, 16 times (8 weeks)	Improvement of - step walking symmetry (Δ = 0.1 cm) - walking speed (Δ = 0.14 cm/s) - balance control ability (TUG) (Δ = 17.1 s)
						treadmill based visual cue training								
Tsaklis et al., 2012	CVD	chronic	ability to walk at least 20 m.	to evaluate the effects of weight-shift training on functional balance, weight distribution, and postural control measures during standing and forward reach tasks in subjects with chronic stroke	pre-post (single group)		✓	✓		✓		-	30 min/ session, 4 times/ week, 16 times (4 weeks)	Improvement of balance control ability (BBS) (Δ = 4 scores)
						visual feedback about center of pressure from a PC monitor								
Choi et al., 2015	CVD	chronic	ability to walk at least 10 m.	to investigate the effects of stepper exercise with visual feedback on strength, walking, and stair climbing in stroke patients	RCT		✓	✓		✓		stepper exercise without feedback	30 min/session, 3 times/ week, 18 times (6 weeks)	Improvement of - walking speed (Δ = 0.15 m/s, p <0.05) - lower limb muscle strength (Δ = 1.57-2.03scores, p-<0.05)
						full-length mirror and watched their own movements in the mirror								
De Icco et al., 2015	PD	chronic	H&Y stage 2-4	to compare the 4 weeks effects of visual and acoustic cues on gait performance in Parkinson's Disease	RCT	✓		✓		✓		walking training without feedback	40 min/session, 5 times/ week, 20 times (4 weeks)	Improvement of - cadence (auditory group) (Δ = 1 steps/min, p<0.05) - stride length (auditory group) (Δ = 23.2 cm, p-value<0.05) - walking speed (all groups) (Δ = 0.09-0.14 m/s, p- <0.05) - walking symmetry (visual group) (stance: swing time from 71.3: 27.6 to 62.6: 36.6)
						providing acoustic cues (digital metronome, with a frequency ranging between 60 and 120 Hz) and visual cues (colored stripes placed on the floor)								
Kadivar et al., 2011	PD	-	H&Y stage 2-4	to determine if multidirectional step training with or without RAS for 6 weeks would improve functional gait and balance of people with PD.	Quasi-experiment	✓		✓		✓		multidirectional step training without RAS	45-60 min, 3 times/ week 18 times (6 weeks)	Improvement of - balance control ability (Tinetti) (Δ = 2 scores, p-value<0.05) - walking scores (DGI) (Δ = 1.77 scores, p-value<0.05)
						rhythmic auditory stimulation (auditory feedback to stimulate multidirectional step)								
Nieuwboer et al., 2009	PD	chronic	H&Y stage 2-4	to investigate the effect of different modalities of rhythmic cueing on the duration of a functional turn in freezers and non-freezers	pre-post		✓	✓			✓	-	1 session	Improvement of - functional turning performance, especially auditory group (Δ = 0.58s, p- <0.001)
						The 3 different cue modalities - the rhythmical auditory tone - flash of light - pulsed vibration								
Pramodhyakul et al., 2016	iSCI	Sub-acute	ability to walk at least 50 m.	to explore the use of visuotemporal cues in rehabilitation training by subjecting ambulatory individuals with SCI to walking training with or without visuotem-poral cues and then assessing the effects on their functional ability	Quasi-experiment	✓		✓		✓		walking training without feedback	30 min/ session, 5 times/ week 5 times (1 week)	Improvement of - walking speed (10MWT) (Δ = 0.23 m/s, p-value<0.001) - lower limb muscle strength (FTSST) (Δ =2.53s, p- <0.007) - balance control ability (TUG) (Δ = 5.96s, p-value<0.004) - walking endurance (6MWT) (Δ = 48.53m , p- <0.045)
						the displayed light bars which indicated the time remaining on the countdown timer for the participants to complete the task								

Authors, years	Subject characteristics			Objectives	Study design	Experimental group programs						Control group programs	Duration and frequency of programs	Results
						External feedback used								
						Type		Timing		Frequency				
	Cause	Stage	Baseline ability			KR	KP	Concurrent	Terminal	High	Low			
Schliessmann et al., 2014	iSCI	chronic	WISCI II ≥ 13	to test if individuals with iSCI can normalize their gait kinematics during feedback and more importantly maintain an improvement after therapy	Quasi-experiment	✓		✓		✓		treadmill walking training without feedback	30 min/ session, 1 time/ week 3 times (3 week)	Improvement of gait kinematics (Δ = 1-20%)
						- visual feedback (to indicate gait kinematics)								
Yen et al., 2014	iSCI	chronic	FIML - 5	to test whether augmented multisensory feedback could enhance aftereffects following short term locomotor training in patients with iSCI	Cross-over design	✓		✓		✓		treadmill walking training without feedback	30 min (1 session)	Improvement of step length ($p<0.02$)
						The 2 different cue modalities on treadmill consisted of augmented proprioceptive feedback (resistance) and augmented visual feedback (visual feedback)								

* Abbreviations: RCT: randomized controlled trial; CVD: cerebrovascular disease; PD: Parkinson's disease; iSCI: incomplete spinal cord injury; KR: knowledge of result; KP: knowledge of performance; CoP: center of pressure; H&Y stage: Hoehn and Yahr scale; WISCI II: Walking Index for Spinal Cord Injury II; FIML: Functional Independence Measure Locomotor; TUG: Timed up and go test; BBS: Berg balance scale; DGI: the Dynamic Gait Index; 10 MWT: 10-meter walk test; FTSST: Five times sit-to-stand; 6MWT: 6-minute walk test; s: second; m: meters; min; minutes.

Table 2. characteristics and application of external feedback

Characteristics of external feedback	Descriptions and application			
1. Type of external feedback	**Knowledge of result (KR)**		**Knowledge of performance (KP)**	
	Descriptions	**Application**	**Descriptions**	**Application**
	information about the outcome of performing a skill or about achieving the goal of the performance	Low performance*	information about the movement characteristics that led to performance outcome	High performance*
2. Timing of external feedback provision	**Concurrent feedback**		**Terminal feedback**	
	Descriptions	**Application**	**Descriptions**	**Application**
	information presented during the movement	Low performance*	information presented after completion of each trial	High performance*
3. Frequency of external feedback provision	**High**		**Low**	
	Descriptions	**Application**	**Descriptions**	**Application**
	100 % of the training period	Low performance*	< 100% of the training period	High performance*

* Patient's characteristics can be classified using a movement time. Patients who could complete the task with a short movement time (< 15 second) would have a higher level of performance. In contrast, patients who could complete the task with a longer movement time (> 15 second) would have a lower level of performance (movement task is goal-directed arm or leg movement)24

จากนั้นจึงค่อย ๆ ลดความถี่ในการให้ข้อมูลป้อนกลับลงเมื่อผู้ป่วยมีความสามารถดีขึ้น แต่หากปรับแล้วผู้ป่วยไม่สามารถทำการเคลื่อนไหวได้นักกายภาพบำบัดควรย้อนกลับไปใช้ที่ความถี่หรือจำนวนครั้งเท่าเดิม และเมื่อผู้ป่วยสามารถทำได้ดีขึ้น นักกายภาพบำบัดควรค่อย ๆ ลดการให้ข้อมูลป้อนกลับลง เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถควบคุมและปรับปรุงการเคลื่อนไหวได้ด้วยตนเองในที่สุด[22,27]

ตารางที่ 1 ได้รวบรวมการใช้ข้อมูลป้อนกลับสำหรับการพัฒนาทักษะด้านการเดินในผู้ป่วยทางระบบประสาทกลุ่มต่าง ๆ โดยการศึกษาเหล่านี้มักทำในผู้ป่วยระยะกึ่งเฉียบพลันถึงเรื้อรัง ในอาสาสมัครที่สามารถเดินเองได้ระยะทางอย่างน้อย 10 เมตร โดยมักเป็นการให้ข้อมูลป้อนกลับแบบ KR ผ่านการรับรู้ทางสายตา ในระหว่างการฝึก โดยการให้ข้อมูลป้อนกลับเกี่ยวกับระยะเวลาผ่านการได้ยินช่วยปรับปรุงตัวแปรด้านเวลา เช่น ความถี่ในการก้าวขา[12, 15, 17, 28] ในขณะที่ข้อมูลป้อนกลับเกี่ยวกับระยะทางผ่านการมองเห็นมักช่วยพัฒนาความสามารถในการเดินที่เกี่ยวข้องกับระยะทาง[15, 28-33] โดยการให้ข้อมูลป้อนกลับทั้งสองรูปแบบยังช่วยพัฒนาความสามารถด้านการทรงตัว ความสมมาตรของการเดิน และความเร็วในการเดินอีกด้วย

กลไกการให้ข้อมูลป้อนกลับต่อการพัฒนาการเรียนรู้หรือทักษะทางการเคลื่อนไหว (mechanisms of feedback provision on motor learning or skill acquisition)

สามารถแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ

การอธิบายการพัฒนาทักษะการเคลื่อนไหวตามแนวคิดด้านการเรียนรู้การเคลื่อนไหว (motor learning concepts) มีรายงานว่าการเคลื่อนไหวและข้อมูลที่ได้รับระหว่างการเคลื่อนไหว (perceptual information) มีความสัมพันธ์กันอย่างใกล้ชิดในลักษณะเป็นวงจรที่เรียกว่า perception-action coupling กล่าวคือ การเคลื่อนไหวเป็นผลจากข้อมูลที่ได้รับระหว่างการเคลื่อนไหว ในทางตรงข้ามการเคลื่อนไหวก็ทำให้เกิดข้อมูลที่จำเป็นสำหรับการปรับปรุงการเคลื่อนไหวให้เหมาะสมมากยิ่งขึ้น เนื่องจากข้อมูลที่ได้รับขณะเคลื่อนไหวมีความสำคัญในการกำหนดปริมาณแรงและรูปแบบการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมกับงานและสถานการณ์ในขณะนั้น[4, 34] เช่น ระยะการยกขาก้าวขึ้นบันไดจะขึ้นกับขนาดความสูงของขั้นบันได เป็นต้น โดยข้อมูลป้อนกลับที่ได้รับขณะเคลื่อนไหวจะช่วยเร่งเร้าการใช้ประโยชน์จากการทำงานซ้ำซ้อน (redundant properties) ของระบบต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น กล้ามเนื้อหรือระบบประสาทที่สามารถทำงานเหมือนกัน เพื่อให้เกิดรูปแบบการเคลื่อนไหวที่ต้องการ จากนั้น การฝึกฝนร่วมกับการได้รับข้อมูลป้อนกลับแบบซ้ำ ๆ จะกระตุ้นการปรับเปลี่ยนโครงข่ายการเชื่อมโยงในสมอง (synaptic modification or neural plastic change or neuroplasticity) ตามข้อมูลนำเข้า[26] ทำให้เกิดการพัฒนาทักษะในการควบคุมการเคลื่อนไหวได้เองในที่สุด[6]

การอธิบายการพัฒนาทักษะการเคลื่อนไหวตามความรู้ด้านประสาทสรีรวิทยาของระบบควบคุมการเคลื่อนไหว (neurophysiology of motor control concepts) ผู้ป่วยทางระบบประสาทมักมีความบกพร่องในการรับรู้และการประมวลผลข้อมูลนำเข้า ส่งผลให้ผู้ป่วยไม่สามารถใช้ข้อมูลภายในร่างกาย (internal reference of movement correction) เพื่อปรับปรุงการเคลื่อนไหวได้[35] ดังนั้น เมื่อผู้ป่วยได้รับข้อมูลป้อนกลับเพิ่มเติมผ่านระบบการรับรู้ที่ยังทำงานได้ เช่น การมองเห็น หรือการได้ยิน จะเกิดสัญญาณประสาทส่งไปยัง primary visual cortex หรือ primary auditory cortex เพื่อส่งต่อไปยัง association cortex ที่เกี่ยวข้อง เช่น visual association cortex หรือ auditory association cortex โดยข้อมูลจากการมองเห็นเท่านั้นที่จะผ่าน extrastriate visual cortex[36] ก่อนที่ข้อมูลจะได้รับการส่งต่อไปยัง cerebral cortex เพื่อสร้างสัญญาณประสาทผ่านทาง corticopontine tract ลงมาที่ Pons และส่งเข้าสู่สมองน้อยผ่าน pontine mossy fiber จากนั้นสมองน้อยจะเกิด complex และ simple spike[9, 37] เพื่อประมวลรูปแบบการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้น และส่งข้อมูลต่อไปที่ thalamus ผ่านทาง dentatothalamic tract และส่งไปประมวลผลต่อไปที่ primary motor cortex เพื่อให้เกิดรูปแบบการเคลื่อนไหวใหม่ที่เหมาะสมมากยิ่งขึ้น แล้วจึงส่งคำสั่งต่อไปยังหน่วยแสดงผล (effectors) ผ่าน medial และ lateral descending tracts เช่น lateral และ anterior corticospinal tract, reticulospinal tract หรือ rubrospinal tract ดังรูปที่ 1[9, 37] จากนั้นร่างกายจะเกิดกลไกนี้ในทุกครั้งที่มีการเคลื่อนไหวเกิดขึ้นทำให้สามารถสร้างการเคลื่อนไหวที่เหมาะสมมากขึ้นเรื่อย ๆ และเมื่อสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างเหมาะสมแล้ว motor cortex จะช่วยพัฒนาความคงที่ของการเคลื่อนไหวจนเกิดเป็นทักษะการเคลื่อนไหวนั้น ๆ หลังจากการฝึกซ้ำ ๆ (repetitive-task practice)[37]

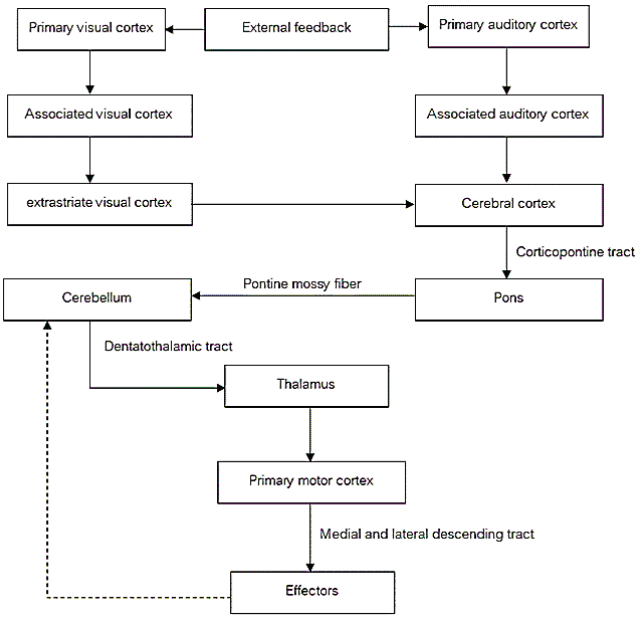

Figure 1. Mechanisms of feedback provision on motor learning or skill acquisition based on the neurophysiology of motor control concepts

สรุป

ข้อมูลนำเข้าหรือข้อมูลป้อนกลับมีความสำคัญต่อการควบคุมและการปรับเปลี่ยนการเคลื่อนไหวของร่างกาย ผู้ป่วยที่มีความบกพร่องในการรับรู้ข้อมูลจากภายในร่างกายอาจต้องการข้อมูลป้อนกลับเพิ่มเติมจากภายนอกเพื่อส่งเสริมความสามารถทางการเคลื่อนไหว โดยข้อมูลป้อนกลับจากภายนอกมีหลายชนิด แต่ละชนิดมีความเหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่มีอาการและความรุนแรงต่าง ๆ กัน ซึ่งการเลือกใช้ข้อมูลป้อนกลับอย่างเหมาะสมสำหรับผู้ป่วยจะช่วยพัฒนาทักษะในการควบคุมการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยได้

เอกสารอ้างอิง

1. Department of Medical Services (TH). Statistical report 2012. Bangkok: Cabinet and Royal Gazette Publishing Office; 2012.
2. McClure JA, Salter K, Meyer M, Foley N, Kruger H, Teasell R. Predicting length of stay in patients admitted to stroke rehabilitation with high levels of functional independence. Disabil Rehabil. 2011; 33:2356-61.
3. Saxena SK, Koh GC, Ng TP, Fong NP, Yong D. Determinants of length of stay during post-stroke rehabilitation in community hospitals. Singapore Med J. 2007;48:400-7.
4. Magill R, Anderson D. Motor learning and control: Concepts and applications. 10th ed. Boston: McGraw-Hill; 2014.
5. Carr J, Shepherd R. A motor relearning programme for stroke. 2nd ed. Offord: Heinemann Medical Books; 1987.
6. Schmidt R, Lee T. Motor control and learning: A behavioral emphasis. 5th ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2011.
7. Gibson E, Pick A. An ecological approach to perceptual learning and development. Oxford: Oxford University Press; 2000.
8. Hirabayashi S, Iwasaki Y. Developmental perspective of sensory organization on postural control. Brain Dev. 1995; 17: 111-3.
9. Purves D, Augustine G, Fitzpatrick D, Katz L, LaMantia A, McNamara J, et al. Neuroscience. 2nd ed. Sunderland: Sinauer Associates; 2001.

10. Amatachaya S, Keawsutthi M, Amatachaya P, Manimmanakorn N. Effects of external cues on gait performance in independent ambulatory incomplete spinal cord injury patients. Spinal Cord. 2009; 47:668-73.
11. Amatachaya S, Amatachaya P, Keawsutthi M, Siritaratiwat W. External cues benefit walking ability of ambulatory patients with spinal cord injury. J Spinal Cord Med. 2013;36:638-44.
12. Kadivar Z, Corcos DM, Foto J, Hondzinski JM. Effect of step training and rhythmic auditory stimulation on functional performance in parkinson patients. Neurorehabil Neural Repair. 2011;25:626-35.
13. Lim I, van Wegen E, Jones D, Rochester L, Nieuwboer A, Willems AM, et al. Does cueing training improve physical activity in patients with parkinson's disease? Neurorehabil Neural Repair. 2010;24:469-77.
14. Pramodhyakul N, Amatachaya P, Sooknuan T, Arayawichanon P, Amatachaya S. Effects of a visuotemporal cue on walking ability of independent ambulatory subjects with spinal cord injury as compared with healthy subjects. Spinal Cord. 2014;52:220-4.
15. Sungkarat S, Fisher BE, Kovindha A. Efficacy of an insole shoe wedge and augmented pressure sensor for gait training in individuals with stroke: A randomized controlled trial. Clin Rehabil. 2011;25:360-9.
16. Grewal GS, Schwenk M, Lee-Eng J, Parvaneh S, Bharara M, Menzies RA, et al. Sensor-based interactive balance training with visual joint movement feedback for improving postural stability in diabetics with peripheral neuropathy: A randomized controlled trial. Gerontology. 2015;61:567-74.
17. Nieuwboer A, Baker K, Willems AM, Jones D, Spildooren J, Lim I, et al. The short-term effects of different cueing modalities on turn speed in people with parkinson's disease. Neurorehabil Neural Repair. 2009;23:831-6.
18. Spaulding SJ, Barber B, Colby M, Cormack B, Mick T, Jenkins ME. Cueing and gait improvement among people with parkinson's disease: A meta-analysis. Arch Phys Med Rehabil 2013;94:562-70.
19. Jiang Y, Norman KE. Effects of visual and auditory cues on gait initiation in people with parkinson's disease. Clin Rehabil. 2006; 20:36-45.
20. Nieuwboer A, Kwakkel G, Rochester L, Jones D, van Wegen E, Willems AM, et al. Cueing training in the home improves gait-related mobility in parkinson's disease: The rescue trial. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 2007;78:134-40.
21. van Wegen E, Lim I, de Goede C, Nieuwboer A, Willems A, Jones D, et al. The effects of visual rhythms and optic flow on stride patterns of patients with parkinson's disease. Parkinsonism Relat Disord. 2006;12:21-7.
22. Guadagnoli MA, Dornier LA, Tandy RD. Optimal length for summary knowledge of results: The influence of task-related experience and complexity. Res Q Exerc Sport. 1996;67:239-48.
23. Onla-or S, Winstein CJ. Determining the optimal challenge point for motor skill learning in adults with moderately severe parkinson's disease. Neurorehabil Neural Repair. 2008;22:385-95.
24. Kernodle MW, Carlton LG. Information feedback and the learning multiple-degree-of-freedom activities. J Mot Behav. 1992;24:187-96.
25. Zubiaur M, Ona A, Delgado J. Learning volleyball serves: A preliminary study of the effects of knowledge of performance and of results. Percept Mot Skills. 1999;89:223-32.
26. Hubbard IJ, Parsons MW, Neilson C, Carey LM. Task-specific training: Evidence for and translation to clinical practice. Occup Ther Int. 2009;16:175-89.
27. Wulf G, Horger M, Shea CH. Benefits of blocked over serial feedback on complex motor skill learning. J Mot Behav. 1999;31:95-103.
28. De Icco R, Tassorelli C, Berra E, Bolla M, Pacchetti C, Sandrini G. Acute and chronic effect of acoustic and visual cues on gait training in parkinson's disease: A randomized, controlled study. Parkinsons Dis. 2015;2015:978590.
29. Choi M, Yoo J, Shin S, Lee W. The effects of stepper exercise with visual feedback on strength, walking, and stair climbing in individuals following stroke. J Phys Ther Sci. 2015;27:1861-4.
30. Hollands KL, Pelton TA, Wimperis A, Whitham D, Tan W, Jowett S, et al. Feasibility and preliminary efficacy of visual cue training to improve adaptability of walking after stroke: Multi-centre, single-blind randomised control pilot trial. PLoS One. 2015;10: e0139261.
31. Pramodhyakul N, Amatachaya P, Sooknuan T, Arayawichanon P, Amatachaya S. Visuotemporal cues clinically improved walking ability of ambulatory patients with spinal cord injury within 5 days. J Spinal Cord Med. 2016;39:405-11.
32. Schliessmann D, Schuld C, Schneiders M, Derlien S, Glockner M, Gladow T, et al. Feasibility of visual instrumented movement feedback therapy in individuals with motor incomplete spinal cord injury walking on a treadmill. Front Hum Neurosci. 2014;8:416.
33. Yen SC, Landry JM, Wu M. Augmented multisensory feedback enhances locomotor adaptation in humans with incomplete spinal cord injury. Hum Mov Sci. 2014;35:80-93.
34. Gibson J. The ecological approach to visual perception. Boston: Houghton Mifflin; 1979.
35. Sisto S, Druin E, Sliwinski M. Spinal cord injuries: Management and rehabilitation. St. Louis: Mosby; 2009.
36. Clemo HR, Sharma GK, Allman BL, Meredith MA. Auditory projections to extrastriate visual cortex: Connectional basis for multisensory processing in 'unimodal' visual neurons. Exp Brain Res. 2008;191:37-47.
37. Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor control: Translating research into clinical practice. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.