



การศึกษาเบื้องต้นของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดิน
ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

**A Novel Feedback Insole for Walking Training in Hemiplegic Patients:
A Preliminary Study**

ฐานิตา สังหาร

Thanita Sanghan

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Science in Biomedical Engineering
Prince of Songkla University**

2555

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาเบื้องต้นของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้องกันกลับสำหรับฝึกเดิน
 ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ผู้เขียน นางสาวฐานิตา สังกหาร

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ พญ.วิภาวรรณ ลีลาสำราญ)	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นพ.วิษณุ กัมมททิพย์)
กรรมการ
	(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ พญ.วิภาวรรณ ลีลาสำราญ)
กรรมการ
	(รองศาสตราจารย์ นพ.บุญสิน ตั้งตระกูลวานิช)
กรรมการ
	(ดร.สุรพงษ์ ชาติพันธ์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็น
 ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

.....

(ศาสตราจารย์ ดร.อมรรัตน์ พงศ์ดารา)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์	การศึกษาเบื้องต้นของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก
ผู้เขียน	นางสาวฐานิตา สังกหาร
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปีการศึกษา	2554

บทคัดย่อ

อัมพาตครึ่งซีกที่พบได้บ่อยนั้นมักมีสาเหตุมาจากโรคหลอดเลือดสมอง ภาวะสูญเสียการทรงตัว เป็นปัญหาที่พบได้บ่อยในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่ที่สามารถวัดแรงกดเท้าในขณะที่เดินและแสดงผลการป้อนกลับของข้อมูลเพื่อช่วยในการฝึกเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยได้ทำการศึกษาถึงร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าในขณะที่เดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเปรียบเทียบกับคนปกติ พบว่าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนั้น มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยของแรงกดเท้าสูงกว่าคนปกติมาก จึงได้นำแนวคิดนี้ไปใช้ในการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องต้นแบบขึ้น โดยได้ใช้ค่าเฉลี่ยของแรงกดเท้าที่ได้จากเครื่องต้นแบบของคนปกติเป็นเกณฑ์เงื่อนไขในการป้อนกลับข้อมูลต่อผู้ป่วย โดยเมื่อตรวจวัดและประเมินได้ว่าค่าร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าของผู้ป่วยมีค่ามากกว่าเกณฑ์เงื่อนไข เครื่องต้นแบบจะทำการแสดงผลการป้อนกลับในรูปของหลอดไฟสว่างและมีเสียงเตือน เพื่อแสดงผลให้ผู้ป่วยรับรู้ ความพึงพอใจของผู้ป่วยที่ได้ทดลองใช้สำหรับการฝึกเดินจริง พบว่าผู้ป่วยมีความพึงพอใจในแง่การแสดงผลป้อนกลับที่มีความชัดเจน แต่ในแง่ของความปลอดภัยนั้น หากนำไปใช้กับผู้ป่วยรายที่มีกล้ามเนื้อยังไม่แข็งแรงมากนัก อาจจำเป็นต้องมีการใช้ไม้เท้าเพื่อป้องกันการล้มในเบื้องต้นด้วย

คำสำคัญ: แผ่นรองรองเท้า, การป้อนกลับ, อัมพาตครึ่งซีก, แรงกดเท้า

Thesis Title	A Novel Feedback Insole for Walking Training in Hemiplegic Patients: A Preliminary Study
Author	Miss Thanita Sanghan
Major Program	Biomedical Engineering
Academic Year	2011

ABSTRACT

Hemiplegic is a disability which commonly caused by cerebrovascular disease and results in a balance disorder. This study is aimed to design and fabricate a prototype of a novel feedback insole for walking training in the hemiplegic patients. We performed the plantar pressure measurement during walking in normal subjects and hemiplegic patients using the Pedar[®] system which is the pressure distribution measuring system. It was found that the percentage of plantar pressure difference (PPD) in hemiplegic patients was significantly higher compared with the PPD in normal subjects. The result conceptually design the feedback threshold of the insole based on the PPD in normal subjects. This study uses a simple algorithm that compares the PPD from the measurement with the threshold value. In brief, the LED lamp is turned on whereas the beep sound is generated when the PPD from the measurement is higher than the threshold. This prototype consisted of three piezoresistive sensors located under the insole of each side and one controller box attached with a belt. The primary test with hemiplegic patients showed that the patients were satisfied with the output that clearly indicated and acknowledged them. However, it had a caution about falling down of user when this insole was used with a hemiplegic patient who had muscle fatigue. Although this feedback insole is a prototype for walking training in hemiplegic patients, it still has a promising advantage in an adjustment of the feedback threshold in the algorithm to match with the severity of hemiplegic patients.

Keywords: insole, feedback, hemiplegic, plantar pressure

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(6)
รายการตาราง	(8)
รายการภาพประกอบ	(9)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	3
1.3 กรอบแนวคิด.....	3
1.4 ทบทวนวรรณกรรม.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	11
1.6 ผลลัพธ์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	12
1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	12
2. ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง.....	13
2.1 โรคหลอดเลือดสมอง.....	13
2.2 แนวทางการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง.....	20
2.3 วงจรการเดิน (Gait cycle)	24
2.4 Pedar system [®]	27
2.5 ตัวตรวจวัดชนิดเพียโซรีซิสทีฟ (Piezoresistive sensor).....	31
3. วิธีการดำเนินการวิจัย.....	33
3.1 การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก.....	33
3.2 การศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้า แบบป้อนกลับชนิดใหม่.....	40
3.3 หลักการการป้อนกลับของแผ่นรองรองเท้า.....	42
3.4 การประเมินการใช้งานของอุปกรณ์.....	44
4. ผลการทดลอง.....	45
4.1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างในการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติ และผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก.....	45

สารบัญ (ต่อ)	หน้า
4.2 การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก.....	46
4.3 การศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้า แบบป้องกันกลับชนิดใหม่.....	56
5. สรุปผลและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	62
5.1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างในการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติ และผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก.....	62
5.2 การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก.....	62
5.3 การศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้า แบบป้องกันกลับชนิดใหม่.....	64
5.4 ข้อจำกัดของการศึกษานี้.....	65
5.5 ข้อเสนอแนะและแผนงานในอนาคต.....	66
บรรณานุกรม.....	68
ภาคผนวก.....	69
ภาคผนวก ก.....	72
ภาคผนวก ข.....	80
ภาคผนวก ค.....	91
ภาคผนวก ง.....	94
ภาคผนวก จ.....	96
ภาคผนวก ฉ.....	98
ภาคผนวก ช.....	100
ภาคผนวก ซ.....	103
ภาคผนวก ฌ.....	106
ภาคผนวก ญ.....	109
ภาคผนวก ด.....	114
ประวัติผู้เขียน.....	120

รายการตาราง

ตาราง	หน้า	
1-1	ตัวตรวจวัดในรองเท้า (in-shoe sensor) จากงานวิจัยที่ศึกษามา	7
2-1	อัตราผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการครั้งแรกและกลับเป็นซ้ำที่ไม่ตาย และผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองครั้งแรกที่ไม่ตายต่อ 100,000 ประชากร	17
2-2	ความชุกของผู้ที่เป็นโรคหลอดเลือดสมอง	17
2-3	ปีสุขภาวะที่สูญเสียในปี พ.ศ.2542 และ พ.ศ.2547 รายโรคและเพศ	19
2-4	สัดส่วนร้อยละของผู้พิการที่เป็นโรคหรือมีอาการของโรคที่พบบ่อย จำแนกตามเพศ พ.ศ.2544	20
3-1	คุณสมบัติโดยทั่วไปของ FlexiForce sensor	40
4-1	ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง	46

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1-1 รองเท้ามาตรฐานที่ใช้ในการทดลอง	5
1-2 Tactile Feedback Pressure Sensor Device	8
1-3 ตำแหน่งที่ติดตัวตรวจวัด	9
1-4 อุปกรณ์สำหรับตรวจวัดแรงแบบไดนามิก	9
1-5 ตำแหน่งที่ติดตัวตรวจวัด	10
1-6 ขณะที่มีการสวมใส่	10
1-7 ลักษณะของ Plantar pressure signal acquisition system	11
2-1 แผนภูมิแบบจำลองการเจ็บป่วยจากโรคหลอดเลือดสมอง	16
2-2 ความสูญเสียปีสุขภาวะ	19
2-3 สัดส่วนของประชากรที่พิการ จำแนกตามลักษณะความพิการ 5 อันดับแรก	20
2-4 การฝึกเดินของผู้ป่วยโดยใช้ราวคูชุนาน	23
2-5 วิธีการฝึกเดินโดยใช้ไม้เท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก	24
2-6 แสดง 1 รอบของวงจรการเดิน	24
2-7 ลักษณะการเปลี่ยนแปลงใน 1 รอบของวงจรการเดินของมนุษย์	25
2-8 วงจรการเดิน (gait cycle)	26
2-9 ข้อมูลที่ได้จากการประเมินผลของ Pedar system [®]	29
2-10 ข้อมูลที่ได้จากการประเมินผลของ Pedar system [®]	29
2-11 การวิเคราะห์จังหวะของการเดิน (step analysis)	30
2-12 โครงสร้างของ piezoresistive sensor	31
2-13 กลไกการทำงานของ piezoresistive sensor	32
3-1 การวัดความยาวขา จากระดับ ASIS ถึง Medial malleolus	34
3-2 ส่วนประกอบหลักของ Pedar system [®]	35
3-3 ตำแหน่งของตัวตรวจวัด (sensor) ของแผ่นรองรองเท้าใน Pedar system	36
3-4 การทำงานของ Pedar-x [®] โดยใช้ Novel Database Essential	37
3-5 ขณะทำการทดลองในผู้ป่วยด้วยชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar-x [®])	38
3-6 ตัวตรวจวัดชนิด FlexiForce ที่ใช้ในการตรวจวัดแรงกด	41
3-7 ตำแหน่งที่ติดตัวตรวจวัดชนิด FlexiForce เมื่อเปรียบเทียบกับ ลักษณะทางกายวิภาคของเท้า	41

ภาพประกอบ (ต่อ)		หน้า
3-8	ลักษณะต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ	42
3-9	แผนผังการทำงานของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่	43
4-1	ลักษณะการกระจายแรงกดเท้า ในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน (Gait cycle) ในคนปกติ (บน) และผู้ป่วย (กลางและล่าง)	47
4-2	ร้อยละของความแตกต่างของ MPP และ MVP ในข้างซ้ายและขวาของคนปกติ	48
4-3	ร้อยละของความแตกต่างของ MPP และ MVP ในข้างที่เป็นอัมพาตและขาข้างปกติของผู้ป่วย	49
4-4	เปรียบเทียบร้อยละของความแตกต่างของ MPP (บน) และ MVP (ล่าง) ของคนปกติและผู้ป่วย	50
4-5	ร้อยละความแตกต่างของ MPP และ MVP จำแนกตามช่วงอายุในผู้ป่วย	51
4-6	การเปรียบเทียบร้อยละของเวลาที่ใช้ในวงจรการเดินของคนปกติ	52
4-7	การเปรียบเทียบร้อยละของเวลาที่ใช้ในวงจรการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก	53
4-8	แนวการเดิน (Gait line) ในคนปกติ (ซ้าย) และผู้ป่วย (กลางและขวา)	54
4-9	ความสัมพันธ์ของขนาดแรงกดเท้าต่อระยะเวลาที่ใช้	54
4-10	ร้อยละความแตกต่างของพื้นที่ใต้กราฟ	55
4-11	ผลของการทดสอบหาความเที่ยง (reliability) ของตัวตรวจวัด	56
4-12	ลักษณะของแผ่นรองรองเท้าที่ใช้ในเครื่องมือต้นแบบ	57
4-13	ลักษณะของกล่องควบคุมการทำงาน (controller box)	57
4-14	การทำงานของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่	58
4-15	ลักษณะของเครื่องวัดแรงและแสดงผลแบบป้อนกลับต่อผู้ป่วยขณะมีการใช้งานจริง (ด้านหน้า)	59
4-16	การทำงานของเครื่องวัดแรงและแสดงผลแบบป้อนกลับต่อผู้ป่วยขณะใช้งานจริง (ด้านหลัง)	60

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

อัมพาตหรือในปัจจุบันเรียกว่าโรคหลอดเลือดสมอง (cerebrovascular disease; CVD หรือ stroke) เกิดขึ้นเมื่อเส้นเลือดแดงในสมองแตกหรืออุดตัน[1-3] สมองขาดเลือดไหลไปเลี้ยง ทำให้เซลล์สมองในส่วนนั้นตายและขาดความสามารถในการสั่งการให้เกิดการเคลื่อนไหวหรือการทำหน้าที่อื่นๆ ที่เซลล์สมองควบคุมอยู่ เช่น การพูด การกลืน การรับรู้ เข้าใจ กระบวนการทางความคิดหรืออารมณ์ ความรุนแรงของอัมพาตขึ้นอยู่กับตำแหน่งและความมากน้อยของเซลล์สมองที่เสียไป ซึ่งผู้ป่วยอัมพาตนั้นจะมีอาการอ่อนแรง สูญเสียการเคลื่อนไหวของแขนและขาด้านใดด้านหนึ่ง โดยแขนมักจะเป็นมากกว่าขา เรียกว่า อัมพาตครึ่งซีก หรืออัมพลกษณ์ถ้ามีอาการไม่มากนัก นอกจากนี้ความเสียหายของเซลล์สมองยังทำลายเส้นทางที่ใช้สั่งการไปยังใบหน้า ทำให้มีอาการเคี้ยวหรือกลืนลำบาก ใบหน้าข้างที่เป็นอาจมีอาการอัมพาตอ่อนแรง รู้สึกชา ผู้ป่วยบางรายอาจพูดไม่ได้ หรือพูดไม่ชัด อาจสูญเสียการรับรู้ ความเข้าใจ ผู้ป่วยจึงมักมีจิตใจหดหู่ เศร้า และอารมณ์ไม่ปกติ จึงควรได้รับการดูแลรักษาจากแพทย์ พยาบาลที่โรงพยาบาลอย่างรวดเร็วและใกล้ชิดเพื่อรักษาการทำงานของสมองไว้ให้ได้มากที่สุด นอกจากนี้ผู้ป่วยจะต้องได้รับการทำกายภาพบำบัดจากนักกายภาพบำบัดโดยตรง เพื่อให้ผู้ป่วยมีความสามารถที่จะช่วยเหลือตัวเอง และมีคุณภาพชีวิตที่ใกล้เคียงกับปกติมากที่สุด

รูปแบบการขึ้นและการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกแตกต่างจากคนปกติ เมื่อผู้ป่วยอยู่ในท่านั่งหรือยืน ผู้ป่วยส่วนใหญ่มักจะเอนตัวลงน้ำหนักทางด้านที่ปกติมากกว่าด้านที่มีอาการ ทั้งนี้เนื่องจากร่างกายทางด้านอัมพาตมีอาการอ่อนแรง ความตึงตัวของกล้ามเนื้อผิดปกติหรือการรับรู้รู้สึกผิดปกติไป ทำให้สมดุลท่าทาง (postural balance) ของผู้ป่วยบกพร่องไป ซึ่งอาจส่งผลให้การรักษาทางกายภาพบำบัดทำได้ยากลำบากขึ้น[4] ในการรักษาทางกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนั้นจะต้องฝึกผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกให้มีสภาพใกล้เคียงกับคนปกติมากที่สุด โดยต้องฝึกให้ผู้ป่วยมีการลงน้ำหนักที่ขาข้างที่เป็นอัมพาต ให้เท่ากับหรือใกล้เคียงการลงน้ำหนักที่ขาข้างที่ปกติ

เทคนิค Motor Relearning Programme (MRP) เป็นวิธีการที่นักกายภาพบำบัดใช้ฝึกผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ซึ่งเน้นหลักการการป้อนกลับ (feedback) ต่อผู้ป่วย[4] คือถ้าผู้ป่วยปฏิบัติผิดจะต้องมีการเตือน บอกให้ผู้ป่วยทราบและแก้ไขการปฏิบัติให้ถูกต้อง[4, 5] ซึ่งในระยะแรกของการ

ฝึกควรมีนักกายภาพบำบัดคอยแนะนำการฝึกเดินที่ถูกต้อง เนื่องจากสมองภายหลังจากการได้รับอันตรายจะมีความสามารถในการจัดการระบบใหม่ (reorganization) ถ้าได้รับการป้อนข้อมูลที่ถูกต้อง ประสบการณ์หรือข้อมูลต่างๆ ที่ผู้ป่วยภายหลังได้รับอันตรายต่อสมองที่ผู้ป่วยอัมพาตได้รับ จะมีผลต่อการเรียนรู้ ดังนั้น เทคนิค MRP นี้ จึงเป็นการฝึกการทำงานตามหน้าที่ของอวัยวะนั้นๆ (function activity) เพื่อให้การเคลื่อนไหวส่วนต่างๆ ของร่างกายของผู้ป่วยอัมพาต เป็นการเคลื่อนไหวแบบควบคุม และเป็นกิจกรรมทั่วไป ซึ่งเป็นรูปแบบที่ถูกต้องของคนปกติ

ประสบการณ์ที่ผู้ป่วยได้รับหลังจากที่เป็นอัมพาตครึ่งซีกและการรักษาที่ได้รับจากกายภาพบำบัด จะมีผลต่อการฟื้นตัวของสมองทั้งในแง่บวกและแง่ลบ การรักษาจึงควรมุ่งไปที่การให้ผู้ป่วยได้เรียนรู้และฝึกปฏิบัติในกิจกรรมที่ผู้ป่วยเคยสามารถปฏิบัติได้อีกครั้ง โดยกิจกรรมควรเกี่ยวข้องกับชีวิตประจำวันและเป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยมากที่สุด

วิธีการสำหรับการฝึกกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกสำหรับการฝึกเดินในผู้ป่วยนั้น หลังจากที่มีการฝึกเพื่อเพิ่มพิสัยของข้อ (Range of Motion: ROM) ฝึกทักษะการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยขณะนอน (bed mobility) ฝึกการทรงตัวในท่านั่ง (sitting balance) ฝึกการเคลื่อนที่ (transfer) และการฝึกยืนเรียบร้อยแล้ว จากนั้นจะมีการฝึกเดินโดยการใช้อไม้ค้ำยัน (cane or walker) แบบต่างๆ อาทิเช่น รถเข็นช่วยเดิน ไม้ค้ำยันแบบ 3 ขา 4 ขา หรือไม้เท้าหัวค้อน ซึ่งในระยะแรกนั้น ควรได้รับการดูแลจากนักกายภาพบำบัดอย่างใกล้ชิด[6]

เนื่องจากผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะต้องอาศัยระยะเวลาในการฝึกเพื่อให้อวัยวะต่างๆ ที่สูญเสียหน้าที่ไปกลับมาทำงานได้ใกล้เคียงปกติมากที่สุดนั้น ผู้ป่วยบางรายอาจใช้ระยะเวลาในการฟื้นฟูไม่นานนัก แต่ในบางรายนั้นอาจจะต้องใช้ระยะเวลาที่ค่อนข้างยาวนาน ทั้งนี้แตกต่างกันไปตามปัจจัยต่างๆ ที่ส่งผลต่อความรุนแรงของโรคและความสามารถในการฟื้นฟูของผู้ป่วยแต่ละราย ปัญหาความไม่เพียงพอของบุคลากรทางด้านกายภาพบำบัด (physical therapist) ก็เป็นอีกปัจจัยที่อาจส่งผลกระทบต่อได้ เนื่องจากนักกายภาพบำบัดมักจะมีเฉพาะในโรงพยาบาลใหญ่ๆ ระดับทุติยภูมิและตติยภูมิ ไม่มีในโรงพยาบาลชุมชน ส่งผลให้เกิดความยากลำบากต่อการมารับบริการของผู้ป่วย และทำให้มีค่าใช้จ่ายในการมารับบริการเพิ่มขึ้นด้วย

เครื่องมือที่ประดิษฐ์ขึ้นมาใหม่ เพื่อต้องการใช้สำหรับฝึกผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยให้ผู้ป่วยทราบการลงน้ำหนักของตนเองที่ถ่ายลงไปที่ขาข้างใดข้างหนึ่ง ในขณะที่ก้าวขา หรือขณะที่เดิน โดยผู้ป่วยหลังจากที่เข้ารับการฝึกจากนักกายภาพบำบัดถึงการลงน้ำหนักที่ถูกต้องแล้ว สามารถใช้อุปกรณ์นี้ในการฝึกการเดินได้ง่ายที่บ้าน โดยที่ไม่จำเป็นต้องมีนักกายภาพบำบัดควบคุม ผู้ป่วยจะเห็นความเปลี่ยนแปลงหรือความก้าวหน้าจากการฝึกกายภาพบำบัดในแต่ละวัน เพื่อลดภาระของนักกายภาพบำบัด ลดจำนวนครั้งที่จะต้องเดินทางไปโรงพยาบาลเพื่อติดตามผลการรักษาและลด

ค่าใช้จ่ายที่ไม่จำเป็นแก่ผู้ป่วย เมื่อผู้ป่วยมีพัฒนาการที่ดีขึ้น กล้ามเนื้อแข็งแรงและมีความมั่นใจ จะช่วยให้การฝึกผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกดำเนินไปถึงเป้าหมายได้รวดเร็วขึ้น

1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อศึกษาและประดิษฐ์แผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

1.3 กรอบแนวคิด

ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่รอดชีวิต ส่วนใหญ่มักมีความพิการหลงเหลืออยู่ ซึ่งมักจะพบลักษณะความพิการทางกาย การเคลื่อนไหวและการทรงตัวเป็นลักษณะความพิการที่พบมากที่สุด โดยผู้ป่วยจะมีการลงแรงในขาข้างอัมพาตน้อยกว่าขาข้างปกติ ซึ่งอาจเกิดจากผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะมีอาการอ่อนแรง ความตึงตัวของกล้ามเนื้อผิดปกติ หรือมีการรับรู้ความรู้สึกที่ผิดปกติไป การรักษาทางกายภาพบำบัดนั้น มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตนเองในกิจวัตรประจำวันได้ และสามารถลงแรงในขาข้างอัมพาตใกล้เคียงกับขาฝั่งปกติ แต่ระยะเวลาที่ใช้ในการฝึกทางกายภาพบำบัดนั้นผู้ป่วยจะต้องเข้ารับการบำบัดทางกายภาพอย่างต่อเนื่องอย่างน้อยในช่วง 1-6 เดือนแรก[7] ดังนั้นจึงได้มีการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยสามารถทำให้ผู้ป่วยทราบหรือรับรู้ความแตกต่างของการลงน้ำหนักระหว่างขาข้างที่เป็นปกติและขาข้างที่เป็นอัมพาต ซึ่งการใช้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับจะช่วยลดความถี่ของการเข้ารับบริการจากหน่วยกายภาพบำบัด ลดค่าใช้จ่ายทั้งค่าบริการและค่าใช้จ่ายในการเดินทางของผู้ป่วย และช่วยลดภาระของนักกายภาพบำบัดอีกด้วย

1.4 ทบทวนวรรณกรรม

ในการศึกษาครั้งนี้ ได้มีการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องดังนี้

1.4.1 การใช้ Pedar system® ในการศึกษาเกี่ยวกับแรงกดเท้า

ได้มีการนำ Pedar system® มาใช้สำหรับศึกษาเกี่ยวกับแรงกดเท้าในขณะที่มีการเคลื่อนไหวซึ่งเป็นการศึกษาแบบพลศาสตร์ (dynamics measurement) โดยในปี ค.ศ. 2007 นั้น Putti และคณะ [8] ได้ทำการศึกษาความสามารถในการวัดซ้ำ (repeatability) และค่าความดันภายในรองเท้าในกลุ่มคนปกติ โดยได้ทำการวัดเพื่อหาช่วงของค่าความดันภายในรองเท้าของคนปกติ ซึ่ง

ยังสามารถบ่งบอกถึงความผิดปกติได้อีกด้วย จุดมุ่งหมายของการศึกษาเพื่อประเมินการวัดซ้ำ (repeatability) ของ Pedar system[®] และหาค่าความดันภายในรองเท้าของคนปกติ กลุ่มตัวอย่างต้องใช้รองเท้าวิ่งแบบมาตรฐานแบบเดียวกัน (Donnay[®] International) ที่ผู้วิจัยได้เตรียมไว้แล้ว และจะต้องรับการตรวจซ้ำอีกครั้งระยะห่างกันประมาณ 12 วัน (ช่วง 1-32 วัน) เพื่อหาค่าของ

- ค่าความดันสูงสุด (peak pressure)
- พื้นที่สัมผัส (contact area)
- เวลาสัมผัส (contact time)
- ความสัมพันธ์ระหว่างความดัน-เวลา (pressure-time integral)
- ความสัมพันธ์ระหว่างแรง-เวลา (force-time integral)
- ความดันสูงสุดเมื่อเริ่มสัมผัสพื้น (instant of peak pressure)

โดยพบว่าสัมประสิทธิ์ของการวัดซ้ำ (coefficient of repeatability) มีค่าเฉลี่ยไม่เกิน 15.3% เมื่อพิจารณา 122 พารามิเตอร์ (parameter) บริเวณที่มีค่าความดัน (peak pressure) สูงสุดที่บริเวณหัวแม่เท้า (great toe) บริเวณส้นเท้า (heel) และกระดูกฝ่าเท้า (metatarsal) ตามลำดับ พื้นที่สัมผัสสูงสุดบริเวณส้นเท้า (heel) เวลาที่ใช้ในช่วงของกระดูกฝ่าเท้า (metatarsal) คิดเป็น 77-87% ของช่วงเวลาทั้งหมด ขณะที่บริเวณนิ้วหัวแม่เท้าเป็น 75% สำหรับความสัมพันธ์ระหว่างความสัมพันธ์ระหว่างความดัน-เวลา (pressure-time integral) และความสัมพันธ์ระหว่างแรง-เวลา (force-time integral) นั้น สูงสุดบริเวณส้นเท้าเช่นกัน จึงสรุปได้ว่า Pedar system[®] มีความสามารถในการวัดซ้ำและค่าความดันปกติที่ได้ สามารถนำไปใช้เพื่ออ้างอิงในทางปฏิบัติทางคลินิก



ภาพประกอบ 1-1 แสดงรองเท้ามาตรฐานที่ใช้ในการทดลอง[8]

Pataky และคณะ [9] ในปี ค.ศ. 2010 ได้ใช้ Pedar system[®] ในการศึกษาเพื่อลดการเกิดภาวะแผลที่เท้าของผู้ป่วยเบาหวานที่มีการอักเสบของปลายประสาทร่วมด้วย ซึ่ง Pedar system[®] เป็นตัว biofeedback เพื่อตรวจสอบการทำงานของผู้ป่วยและลดความดันที่ฝ่าเท้าในบริเวณที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดแผลที่เท้า ในการศึกษาได้นำผู้ป่วยเบาหวานที่มีอาการอักเสบของปลายประสาทบริเวณขาค้าง (lower limb) ร่วมด้วย ได้นำ Pedar system[®] มาใช้วิเคราะห์การอบรมการลดแรงกดที่จะไปลงที่แผล ขั้นตอนการเรียนรู้ประกอบด้วยลำดับของการเดิน ใน 10 รอบ โดยมีเป้าหมายเพื่อให้ 3 ใน 10 รอบที่เดินติดต่อกันนั้นสามารถมีการลดแรงได้จริง อีก 7 รอบนั้นแรงดันอยู่ภายในช่วง 40-80% จากความดันสูงสุดของฝ่าเท้า จากการศึกษา พบว่ามีความแตกต่างของความดันเท้าสูงสุดของการเริ่มต้นและสิ้นสุดระยะเวลาของการเรียนรู้ ซึ่งทั้งหมดนั้นอยู่ในช่วง 10 วัน ของระยะการติดตาม จัดเป็นการฝึกที่มีผลดีในการเรียนรู้ของผู้ป่วยเบาหวาน เพื่อนำไปสู่ลักษณะการเดินของเท้าที่เหมาะสม

การศึกษาคณสมบัติของการวัดซ้ำ (repeatability) ของ Pedar system[®] ซึ่งเป็นอุปกรณ์ใหม่ที่ใช้สำหรับวัดแรงกดภายในรองเท้า โดย Ramanathan และคณะ [10] ได้ใช้อาสาสมัครเพศชายที่มีสุขภาพดี มาทดลองเดิน 26 รอบ โดยใช้รองเท้าวิ่งที่มีขนาดเหมาะสม (Donnay[®] International) การเก็บข้อมูลมี 2 ครั้ง ครั้งหลังนั้นอีก 1 สัปดาห์ต่อมา ผลจากการศึกษาพบว่า การวัดซ้ำมีค่าสัมประสิทธิ์ของการแปรผันมีค่าน้อยกว่า 25 บริเวณส้นเท้า (heel) และกระดูกนิ้วเท้า (metatarsal head) ถูกทำซ้ำมากที่สุด

1.4.2 ตัวตรวจวัด (sensor)

โดยทั่วไปแล้วตัวตรวจวัดแรง (force sensor) จะวัดแรงกระทำที่เกิดขึ้นระหว่างแผ่นวัดแรงทั้ง 2 แผ่น โดยจะต้องเกี่ยวข้องกับพื้นที่ทั้งหมดของแผ่นวัด และจุดตำแหน่งของแรงที่เกิดขึ้นด้วย ซึ่งโดยทั่วไปผิวสัมผัสของตัวตรวจวัดและผิวของเท้า นั้นจะต้องสัมพันธ์กัน โดยมักจะสร้างจากโลหะ เซรามิก หรือวัสดุอื่นๆ ที่มีค่าสัมประสิทธิ์ของความยืดหยุ่นสูง (high modulus of elasticity) ตัวตรวจวัดที่มีผิวสัมผัสที่มีความยืดหยุ่น เช่น ยาง หรือพลาสติก อาจบิดเบือนและการตอบสนองอาจแตกต่างกันทั้งขนาดและการกระจายแรง ตัวตรวจวัดความดันที่เหมาะสมจะต้องอยู่ภายใต้ข้อบังคับที่ว่า ความดันจะแปรผกผันกับพื้นที่[11] นั่นคือ

$$P = \frac{F}{A}$$

โดยที่ P: ความดัน (pressure) หน่วย N/ m² หรือ Pascal (Pa) โดยที่ 1 Pa = 1 N/ m²

F: แรง (force) หน่วย Newton (N)

A: พื้นที่บริเวณรับแรงทั้งหมด (area) หน่วย ตารางเมตร (m²)

ตัวตรวจวัดแรงบางชนิด เช่น Force sensitive resistors จะมีผิวสัมผัสของตัวตรวจวัดและความดันที่เหมาะสม และยังมีความไวของแรงต่อพื้นที่รับแรงอย่างอิสระ ดังนั้น ขนาดของบริเวณที่รับแรงทั้งหมดจะต้องนำมาพิจารณาและความสามารถในการวัดซ้ำจะถูกนำมาใช้ในกรณีที่มีขนาดของพื้นที่รับแรงหรือขนาดของพื้นที่ผิวสัมผัสคงที่เท่านั้น ซึ่งขนาดของตัวตรวจวัดแรงกดที่เท้ามักจะเพียงแค่ครอบคลุมบริเวณเท้าและบริเวณรอบๆ เพียงเล็กน้อย ความดันสูงสุดที่วัดได้จากกิจกรรมต่างๆ นั้น อยู่ในช่วง 0 – 200 kPa (0 – 2 kg cm⁻²) ซึ่งเมื่อวัดในขณะที่ยืนขาแตะพื้น (stance phase) อยู่ในช่วง 0 – 200 kPa (0 – 2 kg cm⁻²) และค่าความดันขณะเดินอยู่ในช่วง 0 – 1000 kPa (0 – 10 kg cm⁻²) ซึ่งตัวตรวจวัดที่ดีนั้นจะต้องมีขนาดเล็ก ความละเอียดเชิงพื้นที่สูง ซึ่งจะส่งผลให้ค่าความดันที่ได้นั้นใกล้เคียงค่าแรงจริงที่สุด

ตัวตรวจวัดในรองเท้า (in-shoe sensor) ที่ใช้ในการวัดน้ำหนักหรือแรงกดที่ฝ่าเท้า ซึ่งได้มีการศึกษากัน ดังสรุปในตารางที่ 1

ตารางประกอบ 1-1 แสดงตัวตรวจวัดในรองเท้า (in-shoe sensor) จากงานวิจัยที่ศึกษามา

ปี (ค.ศ.)	ประเภทของ ตัวตรวจวัด	ข้อดี	ข้อเสีย
1995 [4]	สปริง	<ul style="list-style-type: none"> - มีการทดลองใช้ในผู้ป่วย CVA จริง และสามารถนำไปใช้งานได้ผล - ราคาถูก - มีความเที่ยง (Reliability) - มีความตรง (Validity) 	<ul style="list-style-type: none"> - หน่วยที่ใช้เป็นกิโลกรัม ซึ่งค่อนข้างหยาบ วัดความแตกต่างละเอียดมากไม่ได้ - สามารถเกิดการเปลี่ยนแปลงได้จากอุณหภูมิภายนอก - เปลี่ยนแปลงรูปร่าง รูปทรงของตัวตรวจวัดได้ง่าย
1999 [11]	Piezoelectric transducer	<ul style="list-style-type: none"> - ขนาดเล็ก แต่มีความแข็งแรงสูง - ความถี่สูง - ความละเอียดเชิงพื้นที่สูง 	<ul style="list-style-type: none"> - เกิดการเปลี่ยนแปลงของขั้วไฟฟ้า ที่มีผลมาจากอุณหภูมิได้ - มีความไวต่อสนามแม่เหล็ก - หักง่าย
2008 [12]	Air bladder (air pressure sensor)	<ul style="list-style-type: none"> - ตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงความดันเพียงเล็กน้อย - อายุการใช้งานยาวนาน - ราคาไม่แพงมาก 	<ul style="list-style-type: none"> - มีความไวต่ออุณหภูมิมาก - ไม่มีการศึกษาในผู้ป่วยจริง
2008 [13]	Force sensitive resistor	<ul style="list-style-type: none"> - สามารถวัดได้แบบ real-time - เป็นตัวตรวจวัดที่นำไปใช้แบบ on-shoe - การทำงานแบบไร้สาย (wireless) - ค่าใช้จ่ายค่อนข้างต่ำ - ใช้งานได้ง่าย 	<ul style="list-style-type: none"> - เปลี่ยนแปลงรูปร่าง รูปทรงของตัวตรวจวัดได้ง่าย
2009 [11, 14]	F-Scan	<ul style="list-style-type: none"> - ตรวจวัดได้อย่างละเอียดในขณะเดิน - ใช้งานง่าย - เหมาะสมสำหรับการนำไปประดิษฐ์เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจวัดแรงแบบพกพา (Portable) - สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานทางคลินิกได้จริง 	<ul style="list-style-type: none"> - มีความไวต่อสภาพพื้นผิว ความเร็ว และ อุณหภูมิที่มากกว่า 30°C - ราคาสูงมาก

1.4.3 การศึกษาเกี่ยวกับการใช้ตัวตรวจวัด ชนิด FlexiForce A201

Logan Osgood [15] ได้ศึกษาในเรื่อง Pediatric Dynamometer Using Piezoresistance Sensor โดยได้ทำเครื่องมือเพื่อศึกษาแรงจากภายนอก (external forces) ที่มีผลต่อการเจริญเติบโตและการพัฒนาของกระดูกในเด็กที่โรงพยาบาลเด็กของฟิลาเดเฟีย (Children's Hospital of Philadelphia) โดยตัวตรวจวัดที่ใช้คือ FlexiForce A201 ในการประดิษฐ์เป็นแผ่นตรวจวัด

ในปี ค.ศ. 2005[16] ได้มีการใช้ตัวตรวจวัด FlexiForce A201 เพื่ออธิบายการตอบสนองเมื่อมีการสัมผัสตัวตรวจวัด สำหรับการเดินของผู้ที่มีความเสียหายของเส้นประสาทปลายเท้า ทำให้เท้าไม่มีความรู้สึกเมื่อมีการสัมผัสพื้น ซึ่ง Tactile Feedback Pressure Sensor Device นี้ ได้ส่งขนาดของแรงที่กระทำที่เท้าให้อยู่ในรูปของการสั่นสะเทือนที่บริเวณอื่นที่มีความไวของเส้นประสาทมากกว่า ซึ่งอุปกรณ์นี้ประกอบด้วยตัวตรวจวัดความดัน FlexiForce A201 อยู่ในรองเท้า บริเวณกระดูกฝ่าเท้า (metatarsal) ซึ่งเป็นบริเวณที่มีการลงน้ำหนักสมดุระหว่างเท้าทั้งสองข้าง แล้วค่าที่ตัวตรวจวัดวัดได้นั้น ก็จะถูกส่งต่อไปยังมอเตอร์สั่น (vibrator motor) ที่ติดไว้ที่ส่วนอื่น เช่น แขนหรือขาที่นอนบน และแบตเตอรี่ ดังแสดงในภาพประกอบ 1-2



ภาพประกอบ 1-2 แสดง Tactile Feedback Pressure Sensor Device[16]

ในการศึกษาของ Austin และคณะ ในปี ค.ศ. 2009[17] นั้น ได้มีการนำตัวตรวจวัด FlexiForce A201 ไปใช้ในการศึกษากลไกของการกระจายของแรงความเครียด (stress) ที่ได้รับเมื่อเกิดการหมุนของกระดูกสันหลังผ่านทางเท้าและแรงที่เกิดเมื่อได้รับผลกระทบจากอาการบาดเจ็บในขณะเดินหรือวิ่ง โดยได้ถูกออกแบบเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์ในการตรวจวัดผลกระทบต่อการกระจายแรงตามแนวของเท้า ซึ่งมีการติดตั้งตัวตรวจวัดในตำแหน่งดังแสดงในภาพประกอบ 1-3 ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีแรงกดเท้าในบริเวณนั้นสูง และจะได้ลักษณะของอุปกรณ์ตรวจวัดดังแสดงในภาพประกอบ 1-4



ภาพประกอบ 1-3 แสดงตำแหน่งในการติดตั้งตัวตรวจวัด[17]



ภาพประกอบ 1-4 แสดงอุปกรณ์สำหรับตรวจวัดแรงแบบไดนามิก[17]

ได้มีการนำตัวตรวจวัดชนิดนี้ มาใช้สำหรับการวัดแรงดันฝ่าเท้าเช่นกัน โดยในการศึกษาของ Yong Feng และคณะ[19] ได้ใช้เป็นตัวตรวจวัดภายในรองเท้า (in-shoe device) จำนวนข้างละ 32 ตัว และเชื่อมต่อเข้าสู่คอมพิวเตอร์ควบคุมผ่านทางการ์ดเก็บข้อมูล เพื่อทำการประมวลผลต่อไป ในการศึกษานี้ได้พบว่า การวัดการกระจายแรงกดเท้าแบบไดนามิกสามารถใช้ในการประเมินลักษณะทางกายวิภาคและพฤติกรรมของแต่ละบุคคลได้ เพื่อใช้แก้ปัญหาความผิดปกติต่างๆ ในคนปกติ อีกทั้งเครื่องมือนี้ยังสามารถใช้ในการตรวจวัดแรงกดเท้าและเก็บข้อมูลไว้เพื่อจัดทำเป็นฐานข้อมูล การทดลองตรวจวัดนี้ พบว่า กลุ่มตัวอย่างกว่า 96% สามารถระบุลักษณะทางกายวิภาคและพฤติกรรมการเดินได้ถูกต้อง ซึ่งเป็นที่ยอมรับว่าสามารถใช้ในการจำแนกลักษณะของแต่ละบุคคลได้ ลักษณะดังแสดงในภาพประกอบ 1-7



ภาพประกอบ 1-7 แสดงลักษณะของ Plantar pressure signal acquisition system[19]

1.5 ขอบเขตการวิจัย

การวิจัยนี้ได้กำหนดขอบเขตการวิจัยไว้ ดังนี้

- 1.5.1 ศึกษาการลงน้ำหนักหรือแรงกดเท้าในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก
- 1.5.2 ออกแบบและประดิษฐ์แผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก
- 1.5.3 นำเครื่องต้นแบบที่ได้ไปทดสอบใช้ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

1.6 ผลลัพธ์ที่คาดว่าจะได้รับ

ผลที่คาดว่าจะได้รับในการศึกษานี้ คือ

- 1.6.1 ได้ข้อมูลลักษณะการลงน้ำหนักในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนำไปสู่การหาค่าเงื่อนไขในการป้อนกลับ
- 1.6.2 ได้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าชนิดใหม่แบบป้อนกลับที่ผู้ป่วยสามารถใช้สำหรับฝึกเดินได้เองที่บ้าน
- 1.6.3 เป็นเครื่องต้นแบบที่ใช้งานได้ง่ายและสวมใส่ปลอดภัย

1.7 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.7.1 ช่วยฝึกการลงแรงกดเท้าให้เหมาะสมขึ้น ทำให้สถานะจิตใจของผู้ป่วยมีกำลังใจดีขึ้น และทำให้มีพัฒนาการในการเดินที่ดีขึ้น
- 1.7.2 ลดค่าใช้จ่ายในการเดินทางและค่าทำกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาล
- 1.7.3 นำไปใช้ในการประเมินระดับความรุนแรง และพัฒนาการในการลงน้ำหนักขณะเดินของผู้ป่วย

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

อาการอัมพาตครึ่งซีกที่พบได้บ่อยนั้น มักมีสาเหตุส่วนใหญ่เกิดจากโรคหลอดเลือดสมอง ดังนั้นในการศึกษาครั้งนี้ จึงศึกษาลักษณะการเดินในผู้ป่วยที่มีอาการอัมพาตครึ่งซีกที่เกิดจากโรคหลอดเลือดสมองเป็นสำคัญ เพื่อเป็นข้อมูลในการออกแบบเครื่องมือต้นแบบในการวัดแรงกดและแสดงผลแบบป้อนกลับต่อผู้ป่วยอย่างง่ายสำหรับการฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

2.1 โรคหลอดเลือดสมอง

เป็นภาวะที่สมองได้รับเลือดไปเลี้ยงไม่เพียงพออย่างเฉียบพลัน ทำให้เซลล์สมองถูกทำลาย ไม่สามารถทำหน้าที่ได้ตามปกติ[20] ทำให้เกิดอาการต่างๆ เช่น ซึม ไม่รู้สึกตัวหรือหมดสติ เคลื่อนไหวแขนขาไม่ได้หรือเคลื่อนไหวได้ไม่ดี เพราะกำลังของกล้ามเนื้ออ่อนลง พูดไม่ได้ พูดไม่ชัด และมีอาการชา เป็นต้น

องค์การอนามัยโลก (World Health Organization: WHO) ได้ให้คำจำกัดความของโรคหลอดเลือดสมองไว้ว่า “โรคหลอดเลือดสมองเป็นภาวะที่มีอาการเกิดขึ้นอย่างปัจจุบันทันด่วน ก่อให้เกิดอาการทางระบบประสาทจากสมองบางส่วนหรือสมองทั้งหมด โดยอาการนั้นเป็นอยู่นานเกิน 24 ชั่วโมง หรือทำให้เสียชีวิต ที่มีสาเหตุมาจากหลอดเลือดสมอง” ซึ่งทั้งนี้จะหมายรวมถึงภาวะที่มีอาการหรืออาการแสดงที่เกิดจากภาวะสมองขาดเลือด และภาวะเลือดออกในสมอง[7]

2.1.1 ชนิดของโรคหลอดเลือดสมอง

การแบ่งโรคหลอดเลือดสมองแบ่งได้หลายวิธี โดยแบ่งตามลักษณะของการเกิดโรค พยาธิสภาพ ระยะเวลา และสาเหตุของการเกิด แต่ในที่นี้จะขอกกล่าวถึงการจำแนกตามลักษณะของพยาธิสภาพ (Pathological classification) ซึ่งเป็นที่นิยมใช้กัน[3] โดยสามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มได้ดังนี้

1. หลอดเลือดสมองตีบหรืออุดตัน (Ischemic stroke) อาจเกิดจากการตีบตันของหลอดเลือดสมองเอง หรือเกิดจากการมีลิ่มเลือดหลุดจากที่อื่น เช่น จากหัวใจและจากหลอดเลือดที่บริเวณคอมาอุดตันหลอดเลือดสมอง ทำให้สมองบางส่วนขาดเลือด การไหลเวียนของเลือดไปยังสมองลดลง [20, 21] สรุปสาเหตุของการเกิดโรคหลอดเลือดสมองได้ดังนี้

- หลอดเลือดแข็ง เกิดจากการเสื่อมของผนังหลอดเลือดมีไขมันและหินปูนมาจับ พบได้ทั้งในหลอดเลือดสมองเอง และหลอดเลือดใหญ่ที่คอ มักพบในผู้สูงอายุ ผู้ที่มีโรคความดันโลหิตสูง โรคเบาหวาน โรคไขมันในเลือดสูง หรือผู้ที่สูบบุหรี่
- โรคหัวใจที่มีลิ้มเลือดหลุดไปอุดตันหลอดเลือดสมอง เช่น โรคลิ้นหัวใจผิดปกติ โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ กล้ามเนื้อหัวใจขาดเลือด
- หลอดเลือดสมองอักเสบ
- โรคเลือดบางชนิด เช่น โรคเกี่ยวกับเม็ดเลือดแดง โรคที่ทำให้เกิดความผิดปกติของการแข็งตัวของเลือด (coagulation system)

2. หลอดเลือดสมองแตก (Hemorrhagic stroke) ทำให้มีเลือดออกมามากและทำลายเนื้อสมองในบริเวณนั้น นอกจากนี้อาจกดเบียดสมองส่วนที่อยู่ใกล้เคียง ทำให้สมองส่วนนั้นทำหน้าที่ไม่ได้ตามปกติ อาจเสียชีวิต หรือเกิดอาการอัมพฤกษ์-อัมพาต สาเหตุได้แก่

- โรคความดันโลหิตสูง
- หลอดเลือดสมองผิดปกติแต่กำเนิด

2.1.2 อาการของโรคหลอดเลือดสมอง

สมองเป็นอวัยวะที่สำคัญที่สุดของร่างกาย ทำหน้าที่ในการควบคุมการทำงานของระบบต่างๆ ของร่างกาย เช่น การเคลื่อนไหว ระบบประสาทสัมผัสต่างๆ เป็นต้น สมองตำแหน่งต่างๆ ก็จะทำหน้าที่แตกต่างกันออกไป ดังนั้นอาการของโรคหลอดเลือดสมองจึงเกิดขึ้นได้หลายแบบ ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่เกิดโรค หากสมองส่วนใดสูญเสียการทำงานไป ก็จะเกิดอาการผิดปกติของร่างกายในระบบที่สมองบริเวณนั้นควบคุมอยู่ อาการมักเกิดอย่างรวดเร็วหรือทันทีทันใด เนื่องจากสมองขาดเลือดไปเลี้ยงทันที แต่บางครั้งอาจมีอาการแบบเป็นๆ หายๆ หรือเป็นมากขึ้นเรื่อยๆ ในระยะเวลาอันสั้น มักจะมีประวัติว่าสบายดีมาก่อน อยู่ดีๆ ก็มีอาการชาหรืออ่อนแรงครึ่งซีก ปากเบี้ยว พูดไม่ชัด อาการที่พบบ่อย คือ

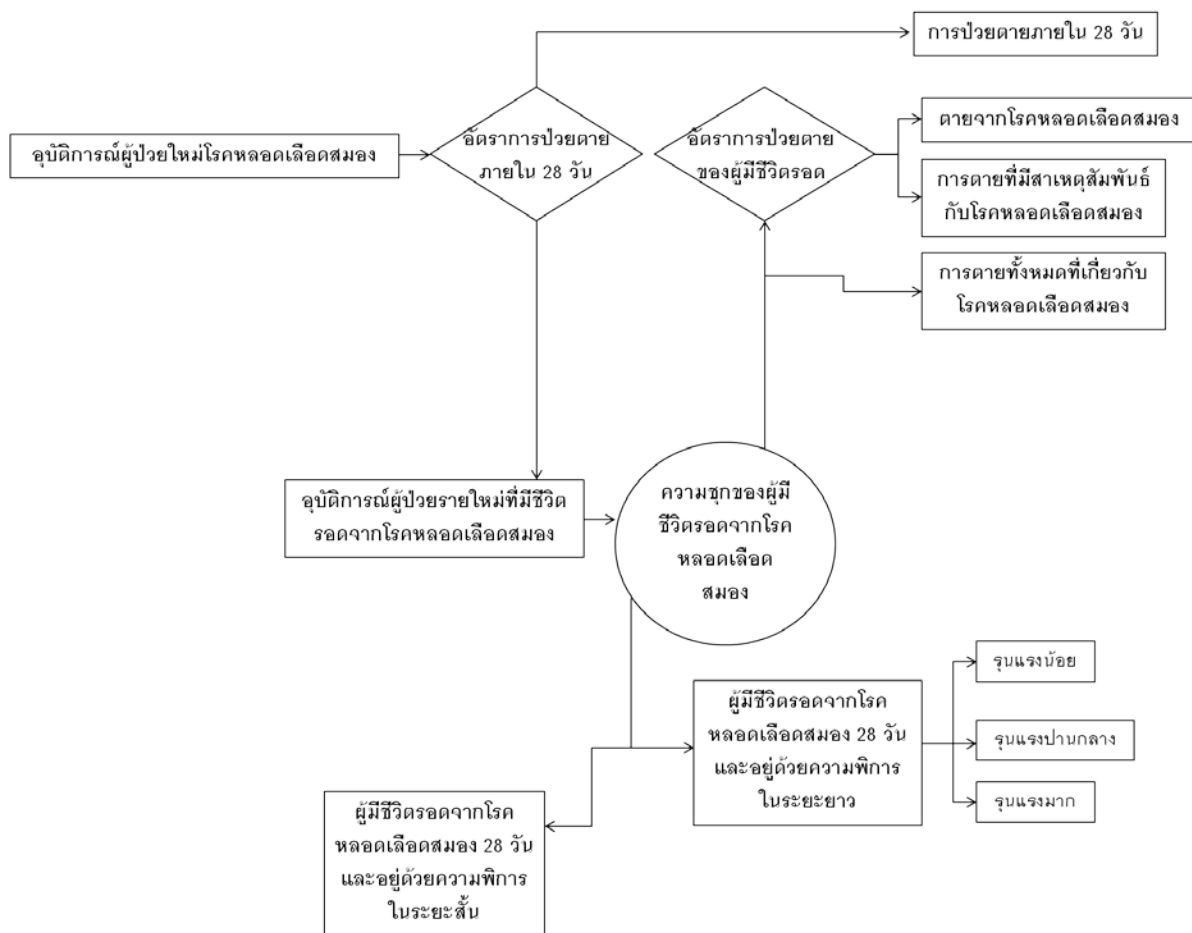
- เกิดอาการชาหรืออ่อนแรงของแขนหรือขาครึ่งซีก มีอาการแขนขาอ่อนแรง ยกไม่ถนัด เดินลำบาก อาจมีปากเบี้ยวร่วมด้วย อาการอ่อนแรงนี้หากเป็นน้อย อาจเรียกว่าอัมพฤกษ์ ถ้าเป็นมากจนขยับไม่ได้เลย เรียกว่า อัมพาต
- เกิดอาการสับสน พูดไม่ออกหรือไม่เข้าใจคำพูด รวมทั้งการพูดไม่ชัดอย่างทันทีทันใด ลิ้นแข็ง พูดตะกุกตะกัก นึกคำพูดไม่ออก หรือไม่เข้าใจคำพูดในทันทีทันใด

- เกิดปัญหาการมองเห็น ตามัวหรือเห็นภาพซ้อนของตาข้างใดข้างหนึ่ง หรือทั้งสองข้าง ซึ่งมักเกิดจากโรคบริเวณก้านสมอง
- เกิดอาการรุนแรง เวียนศีรษะ หรือเสียการทรงตัวในทำขึ้นและเดิน เช่น เดินเซ ทรงตัวไม่อยู่ อาจร่วมกับอาการอ่อนแรงหรือไม่ก็ได้
- เกิดอาการปวดศีรษะอย่างรุนแรงและเจ็บพลันอย่างไม่เคยเป็นมาก่อน หรืออาการซึม ไม่รู้สึกตัว

โดยเมื่อเกิดอาการของโรคหลอดเลือดสมองแล้ว จะพบว่า

- 15 – 20% จะเสียชีวิต
- 20 – 30% มีความพิการขั้นรุนแรง
- 50% มีความพิการเล็กน้อยหรืออาจหายเป็นปกติ

โดยจะมีแผนภูมิแบบจำลองภาวะความเจ็บป่วยจากโรคหลอดเลือดสมอง ซึ่งได้แสดงรูปแบบของความเจ็บป่วยตั้งแต่เริ่มเกิดโรคจนมีการตายจากโรคหลอดเลือดสมอง หรือผู้ที่รอดชีวิตจากโรคหลอดเลือดสมองและหลงเหลือความพิการอยู่ ทั้งในระยะสั้นและระยะยาว ดังแสดงในภาพประกอบ 2-1 [22]



ภาพประกอบ 2-1 แสดงแผนภูมิแบบจำลองการเจ็บป่วยจากโรคหลอดเลือดสมอง[22]

2.1.3 ความชุกของผู้ที่เป็นโรคหลอดเลือดสมอง

จากการสำรวจภาวะสุขภาพโดยการตรวจร่างกาย ปี พ.ศ.2547 พบว่า ค่าความชุกของโรคหลอดเลือดสมองจะเพิ่มสูงขึ้น เมื่อมีอายุสูงขึ้น โดยพบในเพศชายมากกว่าเพศหญิง ยกเว้นกลุ่มอายุ 80 ปีขึ้นไป โดยเมื่อมีอายุเพิ่มขึ้นความเสี่ยงและปัจจัยที่ก่อให้เกิดโรคมียังมีอัตราเพิ่มสูงขึ้น ดังแสดงในตารางประกอบ 2-1 และ 2-2

ตารางประกอบ 2-1 แสดงอัตราผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่มีอาการครั้งแรกและกลับเป็นซ้ำที่ไม่ตาย และผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองครั้งแรกที่ไม่ตายต่อ 100,000 ประชากร[22]

อายุ	ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง (ครั้งแรกและผู้ที่ถูกกลับเป็นซ้ำ) ที่ไม่ตาย (ต่อ 100,000 ประชากร)		ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง ครั้งแรกที่ไม่ตาย (ต่อ 100,000 ประชากร)	
	ชาย	หญิง	ชาย	หญิง
15 – 29	11	7	11	7
30 – 44	57	39	50	35
45 – 59	311	214	248	170
60 – 69	850	591	567	395
70 – 79	1,486	1,173	785	620
80+	1,954	1,588	699	568

ตารางประกอบ 2-2 แสดงความชุกของผู้ที่เป็นโรคหลอดเลือดสมอง (ต่อ 100,000 ประชากร) [22]

อายุ	ชาย	หญิง
15 – 29	133	16
30 – 44	209	112
45 – 59	1,406	544
60 – 69	2,514	1,571
70 – 79	2,642	1,822
80+	1,915	2,505

2.1.4 การสูญเสียปีสุขภาวะจากโรคหลอดเลือดสมองในประเทศไทย

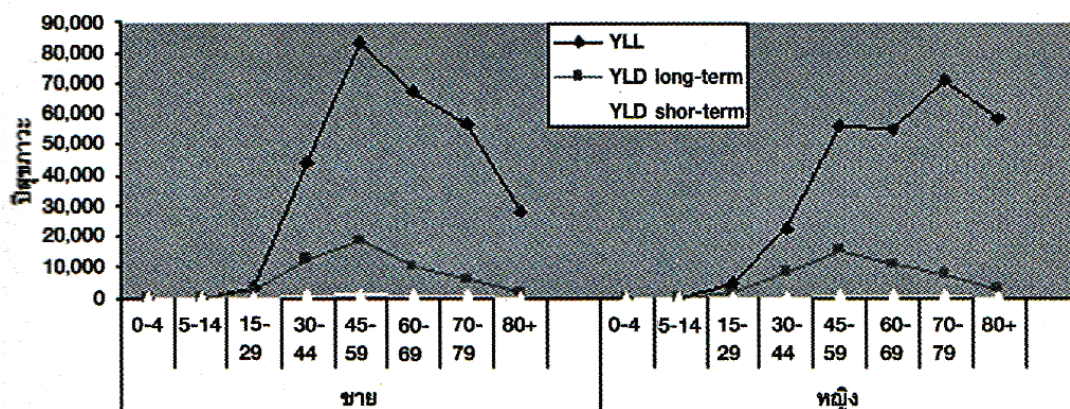
โรคหลอดเลือดสมองเป็นสาเหตุสำคัญหนึ่งของการสูญเสียชีวิตและสุขภาพของประชากรไทย โดยในปี พ.ศ.2542 พบว่าเป็นสาเหตุของการตายในอันดับที่ 3 และ 2 ในชายและหญิงไทยตามลำดับ[22] การวัดขนาดของความสูญเสียทางสุขภาพนั้น สามารถพิจารณาได้จากค่าการสูญเสียปีสุขภาวะ (Disability Adjusted Life Years: DALYs)

ความสูญเสียทางสุขภาพจากความเจ็บป่วย พิการ และตาย สามารถวัดได้โดยใช้ดัชนีของปีที่สูญเสียสุขภาพ (DALYs) ซึ่งเป็นดัชนีชี้วัดสถานะสุขภาพของประชากรแบบองค์รวม โดยมีหน่วยนับเป็นปี โดยที่ 1 DALYs เท่ากับการสูญเสียช่วงอายุของการมีสุขภาพที่สมบูรณ์ไป

จำนวน 1 ปี อาจเกิดจากการตายไปก่อนวัยอันควรหรืออาจเกิดจากการมีชีวิตอยู่ด้วยความเจ็บป่วยหรือพิการ ซึ่ง DALYs นี้ เป็นตัวชี้ภาวะโรคที่ใช้บอกขนาดปัญหาสุขภาพในภาพรวมของประชากรได้

$$\text{ปีที่สูญเสียสุขภาพ (DALYs)} = \text{ปีที่สูญเสียจากการตายก่อนวัยอันควร (Years of Life Lost due to premature death: YLLs)} + \text{ปีที่สูญเสียจากความเจ็บป่วยหรือพิการ (Years of Life Lost due to Disability: YLDs)}$$

ปีสุขภาพที่สูญเสียจากโรคหลอดเลือดสมอง ประกอบด้วย ปีที่สูญเสียจากการตายก่อนวัยอันควร และปีที่อยู่ด้วยความพิการหรือภาวะบกพร่องทางสุขภาพจากโรคหลอดเลือดสมอง เมื่อประมาณค่าความสูญเสียปีสุขภาพจากโรคหลอดเลือดสมองในปี พ.ศ.2547 พบว่ามีจำนวนทั้งสิ้น 6.5 แสนปี โดยเป็นความสูญเสียในเพศชาย 3.4 และเพศหญิง 3.2 แสนปี โดยในจำนวนนี้เป็นความสูญเสียจากการตายก่อนวัยอันควรถึงร้อยละ 84 ในชาย และร้อยละ 85 ในหญิง ส่วนปีที่สูญเสียเนื่องจากภาวะบกพร่องทางสุขภาพ พบว่าร้อยละ 92 และ 94 ของความสูญเสียจากความพิการในชายและหญิงตามลำดับ เป็นความพิการระยะยาว ดังภาพประกอบ 2-2 เมื่อเปรียบเทียบตามกลุ่มอายุ พบว่าการสูญเสียปีสุขภาพจากความพิการสูงสุดในกลุ่มอายุ 45 – 59 ปี ทั้งในเพศชายและเพศหญิง[22]



ภาพประกอบ 2-2 ความสูญเสียปีสุขภาพจำแนกเป็นปีที่สูญเสียจากการตายก่อนวัยอันควร (Years of Life Lost due to premature death: YLLs) และปีที่สูญเสียจากความพิการระยะสั้นและระยะยาว (Years of Life Lost due to Disability: YLDs)[22]

ความสูญเสียเมื่อเปรียบเทียบกับโรคอื่นๆ พบว่า ในปี พ.ศ.2547 โรคหลอดเลือดสมองเป็นอันดับ 3 และ 1 ที่ทำให้เกิดการสูญเสียปีสุขภาวะสูงสุด ซึ่งเป็นภาวะโรคที่เพิ่มสูงขึ้น จากปี พ.ศ.2542 ทั้งในเพศชายและหญิง ดังตารางประกอบ 2-3

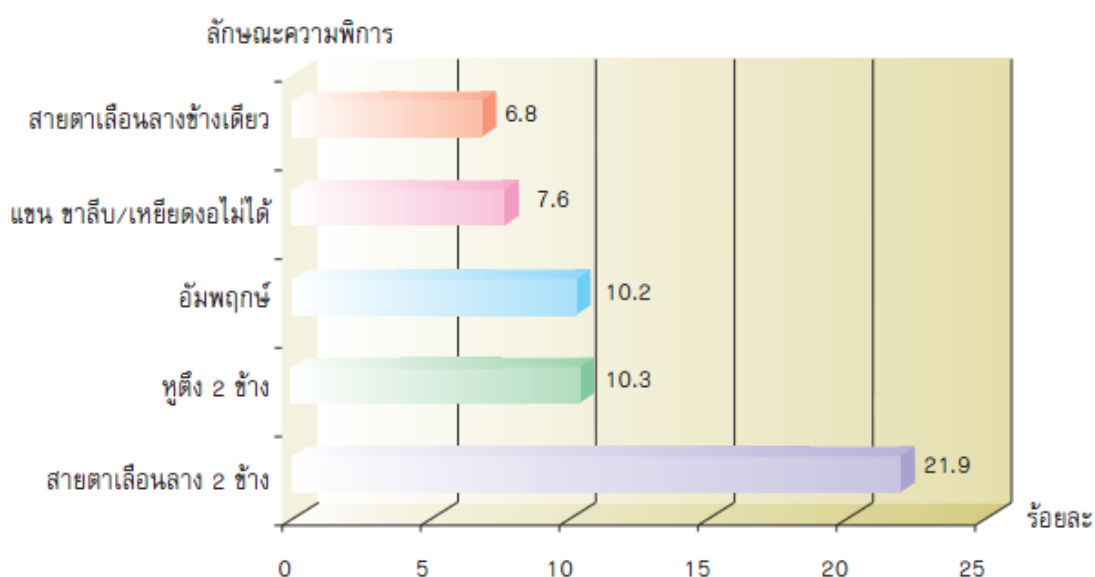
ตารางประกอบ 2-3 แสดงปีสุขภาวะที่สูญเสียในปี พ.ศ.2542 และ พ.ศ.2547 รายโรคและเพศ[22]

ลำดับที่	DALY x 100,000 (อัตราต่อ 1,000 ประชากร) ชาย			DALY x 100,000 (อัตราต่อ 1,000 ประชากร) หญิง		
	โรค	2004	1999	1999	2004	โรค
	1	HIV/AIDS	6.5	9.6	2.8	3.2
2	Traffic accidents	5.9	5.1	3.7	2.9	HIV/AIDS
3	Stroke	3.4	2.7	2.7	2.9	Diabetes
4	Alcohol dependence/ harmful use	3.3	1.3	1.5	1.9	Depression
5	Liver cancer	2.8	2.5	1.1	1.4	Ischemic heart disease
6	Ischemic heart disease	1.8	1.66	1.2	1.3	Osteoarthritis
7	COPD	1.8	1.65	1.1	1.3	Traffic accidents
8	Diabetes	1.8	1.76	1.2	1.3	Liver cancer
9	Cirrhosis	1.4	1.24	0.9	1.1	Deafness
10	Depression	1.4	1.03	1.1	1.1	Anaemia
	อัตราความสูญเสีย ทั้งหมดทุกโรค	56.8	55.8	39.5	41.7	อัตราความสูญเสีย ทั้งหมดทุกโรค

จากการศึกษารายงานการสำรวจคนพิการ พ.ศ.2544 พบว่าความพิการทางกายและการเคลื่อนไหวเป็นลักษณะความพิการที่พบมากที่สุด ดังแสดงในตารางประกอบ 2-4 เมื่อจำแนกลักษณะของความพิการจากรายงานผลการสำรวจความพิการและภาวะทุพพลภาพ พ.ศ.2545 พบว่าความพิการของอัมพฤกษ์-อัมพาตนั้น มีร้อยละของการเกิดสูงเป็นอันดับ 3 ดังภาพประกอบ 2-3 ซึ่งความพิการที่เกิดจากโรคหลอดเลือดหัวใจนั้น พบสูงสุดเป็นอันดับ 1 ในเพศชายและเป็นอันดับ 2 ในเพศหญิง [23]

ตารางประกอบ 2-4 แสดงสัดส่วนร้อยละของผู้พิการที่เป็นโรคหรือมีอาการของโรคที่พบบ่อย
จำแนกตามเพศ พ.ศ.2544[23]

โรค/อาการของโรค	รวม	เพศ	
		ชาย	หญิง
— โรคหัวใจหลอดเลือด	22.2	25.6	18.3
— ระบบกล้ามเนื้อ เส้นเอ็น กระดูกและข้อ	19.4	17.6	21.6
— โรคระบบทางเดินหายใจ	14.8	14.6	14.9
— ระบบประสาทจิตเวช	11.8	14.1	9.0



ภาพประกอบ 2-3 สัดส่วนของประชากรที่พิการ จำแนกตามลักษณะความพิการ 5 อันดับแรก[23]

2.2 แนวทางการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

ผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่รอดชีวิต ส่วนใหญ่มักมีความพิการหลงเหลืออยู่ และเกิดความบกพร่องด้านการเคลื่อนไหวและการทรงตัว ด้านสติปัญญาประสาทการรับรู้และการเรียนรู้ ด้านการสื่อความหมาย ด้านพฤติกรรมและอารมณ์ รวมทั้งมีปัญหาด้านสังคม

การให้การรักษาทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูหรือการฟื้นฟูสมรรถภาพเป็นการช่วยให้ผู้ป่วยที่รอดชีวิต มีความสามารถช่วยเหลือตนเองได้ ให้ความพิการเหลือน้อยที่สุดหรือช่วยให้ผู้ป่วยดำรงชีวิตอยู่ได้แม้มีความพิการหลงเหลืออยู่ เพื่อคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นของผู้ป่วย[24]

โดยแนวทางการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองของสถาบันประสาทวิทยา[24] ได้กล่าวไว้ว่า การฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองนั้น เป็นการทำให้มุ่งเน้นเกี่ยวกับการแก้ปัญหาเกี่ยวกับการเดินของผู้ป่วย ซึ่งเป้าหมายของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองในการทำกายภาพบำบัดคือ สามารถเดินได้เองและสามารถใช้ชีวิตประจำวันได้ด้วยตนเอง ซึ่งการทำกายภาพบำบัดนั้นจะมุ่งไปที่การฝึกเดิน (gait training)

การฟื้นฟูสมรรถภาพของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองเป็นการช่วยฟื้นฟูพัฒนาสมรรถภาพของผู้ป่วย เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถช่วยเหลือตนเองได้และกลับคืนสู่สภาวะปกติหรือใกล้เคียงปกติมากที่สุด[25]

จากการศึกษาที่ผ่านมา พบว่าเมื่อเซลล์ประสาทในสมองได้รับการบาดเจ็บหรือเกิดความเสียหายขึ้น วงจรประสาทของระบบประสาทส่วนกลาง จะมีความสามารถในการคัดแปลงหรือปรับแต่งของสมอง (neural plasticity) มีความสามารถในการจัดระบบการจัดการใหม่ (Reorganization of neuronal circuits) ซึ่งอาจช่วยให้ระบบประสาทสามารถกลับมาทำงานใกล้เคียงปกติได้[26] นอกจากนี้การเรียนรู้ใหม่ทางประสาทยนต์ (motor relearning program) นั้น เป็นการเรียนรู้เพื่อแก้ไขทักษะการเคลื่อนไหวที่สูญเสียไปหลังจากที่สมองเกิดพยาธิสภาพ ซึ่งสิ่ง que ผู้ป่วยได้รับ หรือประสบการณ์ที่ผู้ป่วยได้รับหลังจากเป็นอัมพาตครึ่งซีกและได้รับการรักษาทางกายภาพบำบัด จะมีผลต่อการฟื้นตัวของสมองทั้งในแง่บวกและแง่ลบ[26]

2.2.1 องค์ประกอบพื้นฐานของการเรียนรู้ใหม่ทางประสาทยนต์ (Motor relearning program)

องค์ประกอบสำคัญสำหรับการเรียนรู้ทักษะทางประสาทยนต์และสำหรับการเรียนรู้ใหม่ในการควบคุมทางประสาทยนต์หลังจากที่มีอาการอัมพาตครึ่งซีกมี 4 ประการ[26] คือ

1.การจำกัดการทำงานของกล้ามเนื้อที่ไม่จำเป็น (Elimination of unnecessary muscle activity) ผู้ป่วยส่วนมากมักมีความตึงตัวของกล้ามเนื้อผิดปกติไป ทำให้ผู้ป่วยเคลื่อนไหวด้วยรูปแบบที่ผิดปกติ และถ้ายังใช้ความพยายามในการเคลื่อนไหวมากจะยิ่งทำให้เคลื่อนไหวไม่ถูกต้องมากยิ่งขึ้น ผู้ป่วยอาจใช้กล้ามเนื้อบางมัดทำงานเกินความจำเป็น ทั้งนี้ขึ้นกับประสบการณ์ที่ผู้ป่วยได้รับหลังจากที่เป็นอัมพาตครึ่งซีก การที่ผู้ป่วยจะได้เรียนรู้การเคลื่อนไหวอย่างมีประสิทธิภาพหรือไม่จึงขึ้นกับการฝึกฝนที่ผู้ป่วยได้รับ

2.การป้อนกลับข้อมูล (Feedback) ผู้ป่วยจะสามารถเรียนรู้การเคลื่อนไหวได้อย่างมีประสิทธิภาพอีกครั้งหนึ่งหากมีความเข้าใจเป้าหมายของการเคลื่อนไหวอย่างชัดเจน และถ้าได้รับการป้อนกลับของข้อมูลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวนั้นให้แก่ผู้ป่วยอย่างแม่นยำและต่อเนื่อง โดยผ่าน

ทางระบบการมองเห็น (visual system) การได้ยิน (auditory system) และการนำทางด้วยมือ (manual guidance) โดยการมองเห็นจะทำให้ผู้ป่วยทราบถึงการเคลื่อนไหวของตน การป้อนกลับข้อมูลให้แก่ผู้ป่วยในระยะเวลาที่เหมาะสม โดยบอกคุณภาพของการเคลื่อนไหวที่ผู้ป่วยทำ เพื่อให้ผู้ป่วยรู้ว่าสิ่งที่ตนทำนั้นถูกต้องหรือไม่

3. การฝึกฝน (Practice) เป็นสิ่งที่จำเป็นสำหรับการเกิดทักษะในการทำกิจกรรมการเคลื่อนไหวต่างๆ ในการฝึกฝนให้ได้ประสิทธิภาพ จึงควรจะต้องวางเป้าหมายของการฝึกให้ชัดเจน ว่าปัญหาใดเป็นปัญหาสำคัญที่ผู้ป่วยควรได้รับการแก้ไขอย่างเร่งด่วน นอกจากนี้ผู้ป่วยควรที่จะมีความเอาใจใส่ต่อการฝึกฝน และมีการฝึกฝนอย่างต่อเนื่องเพื่อให้ผู้ป่วยมีอาการดีขึ้นอย่างรวดเร็ว ส่วนระยะเวลาที่ใช้และความถี่ในการฝึกนั้นจะเป็นอย่างไรนั้นจะขึ้นอยู่กับสภาพของผู้ป่วยแต่ละคน

4. ความสัมพันธ์ระหว่างการปรับเปลี่ยนท่าทางกับการเคลื่อนไหว (Interrelationship between postural adjustment and movement) ร่างกายของคนเราจะต้องอยู่ภายใต้อิทธิพลของแรงโน้มถ่วงโลกอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้ เมื่อมีการเคลื่อนไหว ร่างกายจะต้องมีการปรับเปลี่ยนท่าทางเพื่อรักษาสมดุลของร่างกายเพื่อให้ร่างกายทรงตัวอยู่ได้ ไม่ล้มไปตามแรงโน้มถ่วงของโลก ผู้ป่วยมักมีความสามารถในการปรับเปลี่ยนท่าทางขณะที่มีการเคลื่อนไหวลดน้อยลงไปจากเดิม ในการฝึกทรงตัวให้แก่ผู้ป่วยจึงไม่ควรแยกออกจากการฝึกกิจกรรมอื่นๆ แต่อาจแทรกเป็นส่วนหนึ่งของการฝึกกิจกรรมการเคลื่อนไหวอื่นๆ ได้

การส่งเสริมให้เกิดการเรียนรู้ใหม่ทางประสาทยนต์ ผู้ป่วยควรได้รับการฝึกฝนกิจกรรมเคลื่อนไหวในชีวิตประจำวัน que ผู้ป่วยเคยมีทักษะมาก่อนแล้ว ก่อนที่จะเป็นอัมพาตครึ่งซีก โดยมีนักกายภาพบำบัดเป็นผู้คอยแนะนำ ให้ข้อมูลป้อนกลับ ผู้ป่วยจะต้องมีส่วนร่วมและเอาใจใส่ต่อการฝึกฝน ซึ่งจะเป็นการกระตุ้นที่สำคัญต่อการฟื้นตัวของสมอง ซึ่งในการศึกษาของน้อมจิตต์ [26] ได้เน้นหลักการการป้อนกลับของข้อมูล ซึ่งจัดเป็นปัจจัยที่มีความสำคัญอย่างมากในการเรียนรู้ของผู้ป่วย โดยทั่วไปแล้วการป้อนกลับสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท [26] คือ

1. การป้อนกลับที่เกิดขึ้นจากภายใน (Intrinsic feedback) เกิดจากการรับ-ส่งข้อมูลที่สามารรถรับรู้ได้จากระบบประสาทสัมผัสที่มีอยู่ภายในร่างกาย ซึ่งเกิดขึ้นจากกล้ามเนื้อ ข้อต่อ เส้นเอ็น และผิวหนัง ที่ได้จากระบบการมองเห็น (visual receptor), การได้ยิน (auditory receptor) และสิ่งที่ได้รับจากการเคลื่อนไหวร่างกาย

2. การป้อนกลับที่เกิดจากปัจจัยอื่น ภายนอกในร่างกาย (Extrinsic feedback) เป็นข้อมูลภายนอกที่แสดงผลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวซึ่งผู้ป่วยจะได้รับจากภายนอกในรูปแบบหนึ่งของการป้อนกลับแบบนี้ ที่ผู้ป่วยได้รับ อาทิเช่น ได้มาจากผลจากการเรียนรู้ของผู้ป่วย

(Knowledge of results) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงผลที่อาจจะได้รับ จากการศึกษาที่ผ่านมา ได้กล่าวว่า ผลที่ได้จากการเรียนรู้อย่างน้อยนั้นจะต้องแสดงหรือบอกให้ผู้ปวยรับรู้ โดยการสัมผัส หรือบอกให้ผู้ปวยรับรู้

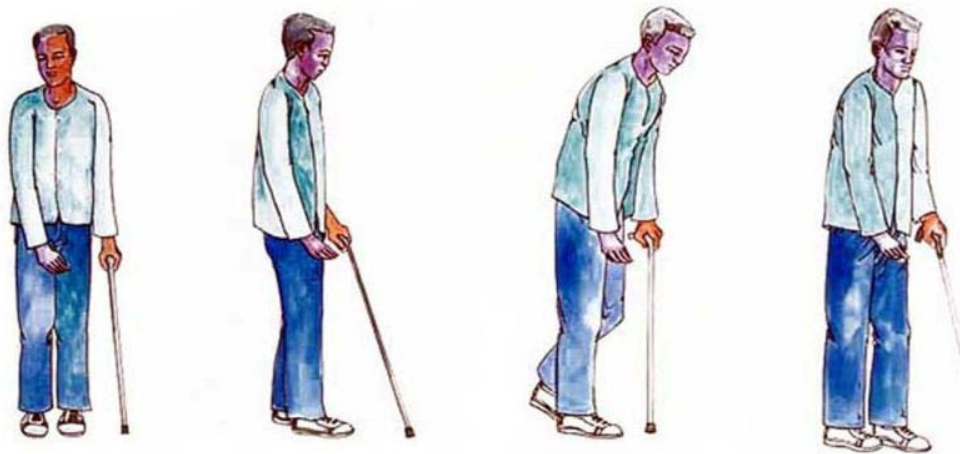
2.2.2 การฝึกการเดิน

การฝึกการเดินนั้น จะกระทำได้เมื่อผู้ปวยมีการฝึกการยืนได้มั่นคงดีแล้ว โดยทั่วไปแล้วในระยะแรกผู้ปวยควรเริ่มฝึกเดินในราวคู่ขนานก่อน ดังภาพประกอบ 2-4 เมื่อเดินได้ดีแล้วจึงใช้เครื่องช่วยในการเดิน อาจเป็นไม้เท้าสามขา ลีขา หรือขาเดียว หรืออาจไม่ใช้เครื่องช่วยเดินก็ได้ แล้วแต่ความมั่นคงของผู้ปวยในแต่ละราย[27]



ภาพประกอบ 2-4 แสดงการฝึกเดินของผู้ปวยโดยใช้ราวคู่ขนาน[27]

การฝึกเดินโดยการใช้ไม้เท้า นั้น ให้ใช้มือข้างที่ดีถือไม้เท้า เริ่มจากทำยืนตรงลงน้ำหนักบนขาทั้งสองข้างเท่าๆ กัน แล้วนำไม้เท้าวางด้านหน้าของขา ก้าวขาข้างที่อ่อนแรงไปด้านหน้าก่อน จากนั้นจึงก้าวขาข้างดีตามไป ดังภาพประกอบ 2-5

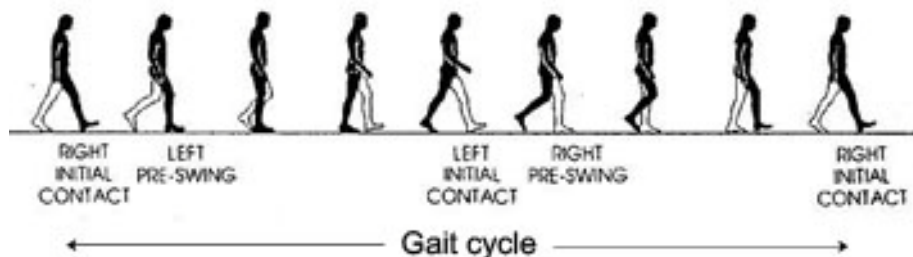


ภาพประกอบ 2-5 แสดงวิธีการฝึกเดินโดยใช้ไม้เท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก[27]

2.3 วงจรของการเดิน (Gait cycle)

การเดินของมนุษย์จะมีรูปแบบของการเดินที่ซ้ำกันไป โดยเกิดจากการเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกันอย่างเป็นจังหวะ ซึ่งจะมีรูปแบบที่แตกต่างกันในแต่ละรอบ ซึ่งสามารถจำแนกออกเป็นช่วงย่อยๆ ของ 1 วงจรการเดิน เรียกว่า เฟสของการก้าว (gait phase)

วงจรการเดินเป็นช่วงเวลาที่ต่อเนื่อง 1 รอบของวงจรการเดินนั้นเริ่มต้นขึ้นเมื่อเท้าข้างนั้นเริ่มแตะพื้นและสิ้นสุดด้วยการสัมผัสกับพื้นของขาข้างเดียวกัน ดังภาพประกอบ 2-6



ภาพประกอบ 2-6 แสดง 1 รอบของวงจรการเดิน[28]

วงจรการเดินนั้น สามารถจำแนกออกได้เป็น 2 ช่วงหลัก นั่นคือ

1. Stance phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้น หรือระยะที่เท้ารับน้ำหนัก
2. Swing phase คือ ระยะที่ขาแกว่งเท้าพ้นพื้น

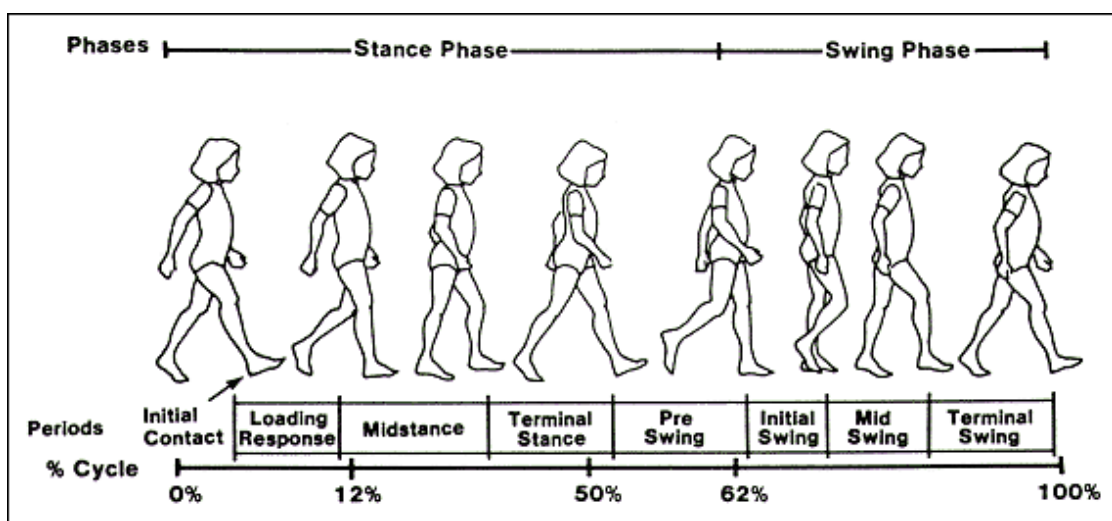
โดยช่วงของ Stance phase นั้น ก็ยังสามารถแบ่งได้อีก 5 เฟสย่อย[29] นั่นคือ

- Initial contact ระยะที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น

- Loading response ระยะที่ฝ่าเท้าวางราบกับพื้น
- Mid stance ระยะที่เท้าข้างหนึ่งรับน้ำหนักร่างกายทั้งหมด ระยะนี้สิ้นสุดเมื่อส้นเท้าของขาข้างนี้พ้นพื้น เป็นการลงแรงกดเท้าเต็มพื้นที่มากที่สุด เริ่มมีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น
- Terminal stance ระยะที่ส้นเท้าของขาข้างนี้พ้นพื้น สิ้นสุดเมื่อเหลือแต่ส่วนปลายเท้าสัมผัสพื้น
- Pre-swing ระยะที่ส่วนปลายของเท้าสัมผัสพื้นและกำลังออกจากพื้น เพื่อส่งให้ขาข้างนี้เคลื่อนไปข้างหน้า เพื่อเตรียมเข้าสู่ระยะ Swing phase ต่อไป

เมื่อผ่านการเคลื่อนไหวของ Stance phase ทั้งหมดแล้ว ก็จะเริ่มเข้าสู่ระยะ Swing phase โดยสามารถแบ่งออกได้เป็น 3 เฟสย่อย ดังแสดงในภาพประกอบ 2-7 นั่นคือ

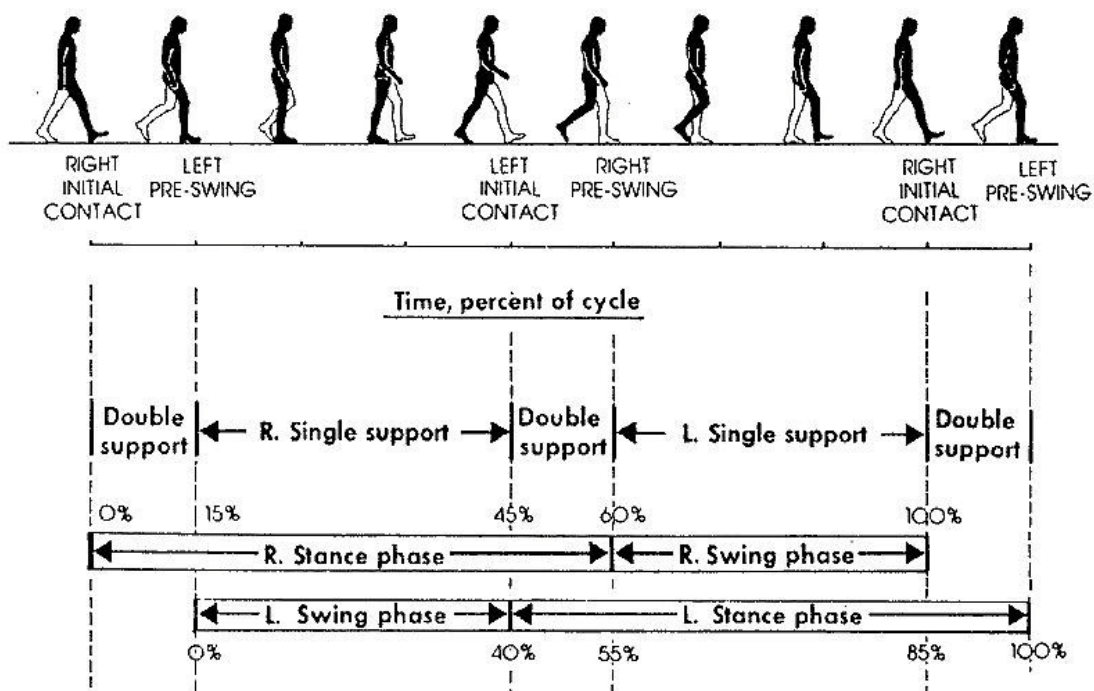
- Initial swing ระยะแรกของช่วงแกว่งขา ขามีอัตราเร่งเพื่อให้เท้าก้าวไปข้างหน้า ระยะนี้ลำตัวจะอยู่หน้าต่อขาที่แกว่ง
- Mid swing ระยะที่ขาแกว่งอยู่ในแนวเดียวกับลำตัว (ใต้ลำตัว) เป็นระยะที่ขาหดสั้นมากที่สุดเพื่อให้เท้าพ้นพื้น
- Terminal swing ระยะที่ขาแกว่งมาด้านหน้าต่อลำตัว และมีการลดอัตราเร่งของขาลง ระยะนี้ลำตัวจะอยู่หลังต่อขาที่แกว่ง เตรียมเข้าสู่ระยะ Stance phase อีกครั้ง เป็นการเข้าสู่วงจรการเดินใหม่ต่อไป



ภาพประกอบ 2-7 แสดงลักษณะการเปลี่ยนแปลงใน 1 รอบของวงจรการเดินของมนุษย์[30]

นอกจากนี้ วงจรการเดินสามารถจำแนกได้อีกรูปแบบหนึ่ง คือ ในช่วง 1 วงจรการเดินแบ่งออกได้เป็นทั้งหมด 3 ช่วง ดังแสดงในภาพประกอบ 2-8 นั่นคือ

- Right single support เป็นช่วงที่ขาข้างขวารับน้ำหนักข้างเดียว ซึ่งตรงกับช่วงที่ขาข้างซ้ายอยู่ในช่วง Swing phase ซึ่งมีการยกเท้าลอยจากพื้น
- Left single support เป็นช่วงที่ขาข้างซ้ายรับน้ำหนักข้างเดียว หรืออยู่ในช่วงที่ขาข้างขวายู่ในระยะ Swing phase นั่นเอง
- Double support phase เป็นช่วงที่ขาทั้งสองข้างสัมผัสกับพื้น ซึ่งใน 1 วงจรการเดินนั้นจะมีอยู่ 2 ช่วง นั่นคือ ในช่วงของ Initial contact ถึง Loading response และ ช่วงปลายของ Terminal stance ถึง Pre-swing



ภาพประกอบ 2-8 แสดงวงจรการเดิน (Gait cycle)[28]

ซึ่งเมื่อพิจารณาระยะเวลาที่ใช้ในช่วงต่างๆ ของการเดินแล้ว[29, 31] จะได้ว่า

1. Stance phase ใช้เวลาประมาณ 60% ของวงจรการเดิน
2. Swing phase ใช้เวลาประมาณ 40% ของวงจรการเดิน
3. Double support ใช้เวลาประมาณ 20-30% ของวงจรการเดิน

2.4 Pedar system®

Pedar system® หรือชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า นั้น เป็นเครื่องมือที่สามารถใช้สำหรับการวัดแรงกดเท้าระหว่างเท้าและรองเท้าในขณะที่มีการเคลื่อนไหว (dynamic measurement) เช่น การเดิน วิ่ง ปีนขึ้นบันได เล่นฟุตบอล หรือการปั่นจักรยาน ผลที่ได้จึงสอดคล้องกับลักษณะการเคลื่อนไหวจริง แผ่นรองรองเท้า (insole) ของ Pedar system® จะยึดหยุ่นและครอบคลุมบริเวณทั้งหมดของฝ่าเท้า

2.4.1 ส่วนประกอบของ Pedar system®

สามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ส่วน คือ

1. Pedar-x system เป็นระบบที่ใช้สำหรับการวัดการกระจายของแรงกดเท้าในขณะที่มีการเคลื่อนไหวซึ่งประกอบด้วย 3 ส่วน คือ
 - แผ่นรองรองเท้า (insole)
 - กล่องควบคุม (Pedar-x box)
 - แบตเตอรี่
2. Novel database essential เป็นส่วนของซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการจัดการกับข้อมูลของผู้ป่วยและผลจากการตรวจวัด ได้แก่
 - ประวัติผู้ป่วย
 - จำนวนครั้งที่มารับบริการ
 - ข้อมูลที่ได้ในการตรวจวัดโดยการใช้ Pedar system
 - ข้อมูลโดยผู้อื่นๆ เช่น ข้อมูลของค่าที่วัดได้จากตัวตรวจวัดในตำแหน่งต่างๆ ในช่วงเวลาทั้งหมด (ASCII file) หรือข้อมูลรูปภาพ
3. Novel player ส่วนนี้จะทำให้เราสามารถบันทึกลักษณะของการกระจายแรงกดเท้าในรูปแบบของวิดีโอได้ตลอดช่วงเวลาของการตรวจวัด

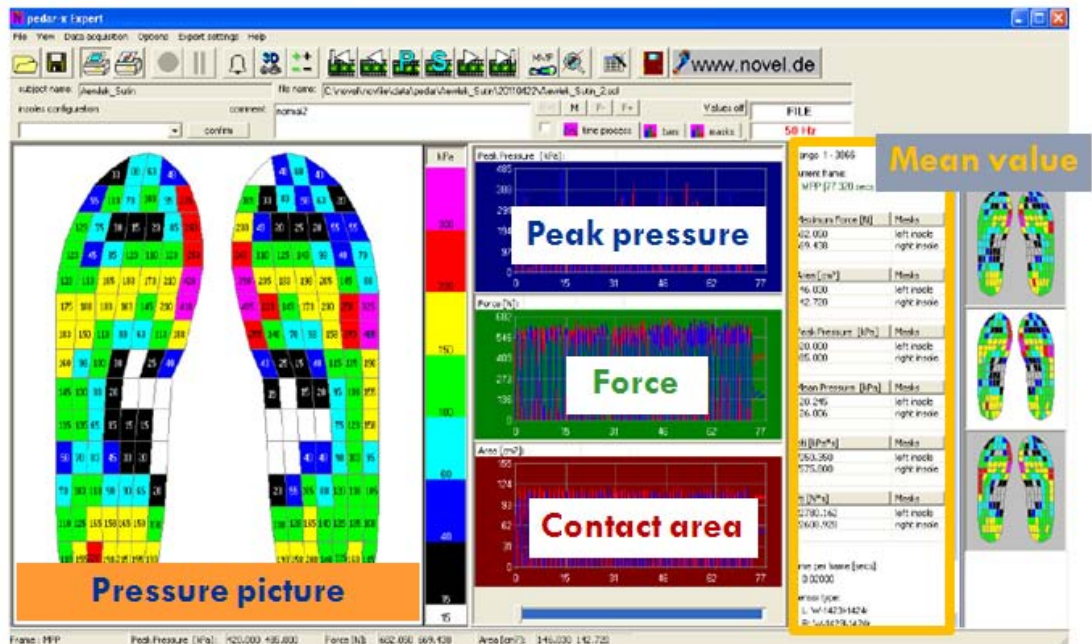
2.4.2 ข้อมูลที่ได้จาก Pedar system®

เมื่อ Pedar-x system ได้ทำการตรวจวัดการกระจายของแรงกดเท้าแล้วนั้น ส่วนของ Novel database essential ก็จะทำการประมวลผล และแสดงผลจากการวิเคราะห์ข้อมูลซึ่งข้อมูลที่ได้จากการวิเคราะห์นั้น มีดังนี้

- Pressure picture เป็นภาพที่แสดงค่าเฉลี่ยของแรงกดเท่าในตำแหน่งตัวตรวจวัดต่างๆ ทั้ง 99 ตัว ของแผ่นรองรองเท้า โดยจะมีแถบสีเพื่อแสดงขนาดของแรงที่วัดได้ด้วย
- กราฟแสดงความสัมพันธ์ของค่าแรงดันสูงสุด (peak pressure) แรงที่เกิดขึ้น (force) และพื้นที่สัมผัส (contact area) กับเวลา โดยจะสามารถแสดงกราฟตลอดทั้งช่วงการตรวจวัดได้
- ค่าเฉลี่ยต่างๆ ดังภาพประกอบ 2-9 โดยจะแสดงค่าเปรียบเทียบระหว่างข้างซ้ายและขวา เช่น
 - แรงสูงสุด (maximum force) เป็นค่าของแรงสูงสุดที่วัดได้ ณ ตำแหน่งใดตำแหน่งหนึ่ง ตลอดช่วงของการตรวจวัดครั้งนั้น โดยจะแสดงค่าของข้างซ้ายและข้างขวา
 - พื้นที่สัมผัส (contact area) แสดงพื้นที่ผิวสัมผัสเฉลี่ยทั้งหมดตลอดทั้งช่วงของการตรวจวัด โดยจะจำแนกเป็นพื้นที่ของข้างซ้ายและข้างขวา
 - ค่าแรงดันสูงสุด (peak pressure) เป็นค่าแรงดันสูงสุดที่ตรวจวัดได้ในช่วงเวลาใดเวลาหนึ่ง
 - แรงดันเฉลี่ย (mean pressure) เป็นค่าเฉลี่ยแรงดันทั้งหมดที่วัดได้ของตัวตรวจวัดทุกตัวในตลอดทั้งช่วงของการตรวจวัด
 - ค่าแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงดัน-เวลา (pressure-time integral: pti)
 - ค่าแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรง-เวลา (force-time integral: fti)

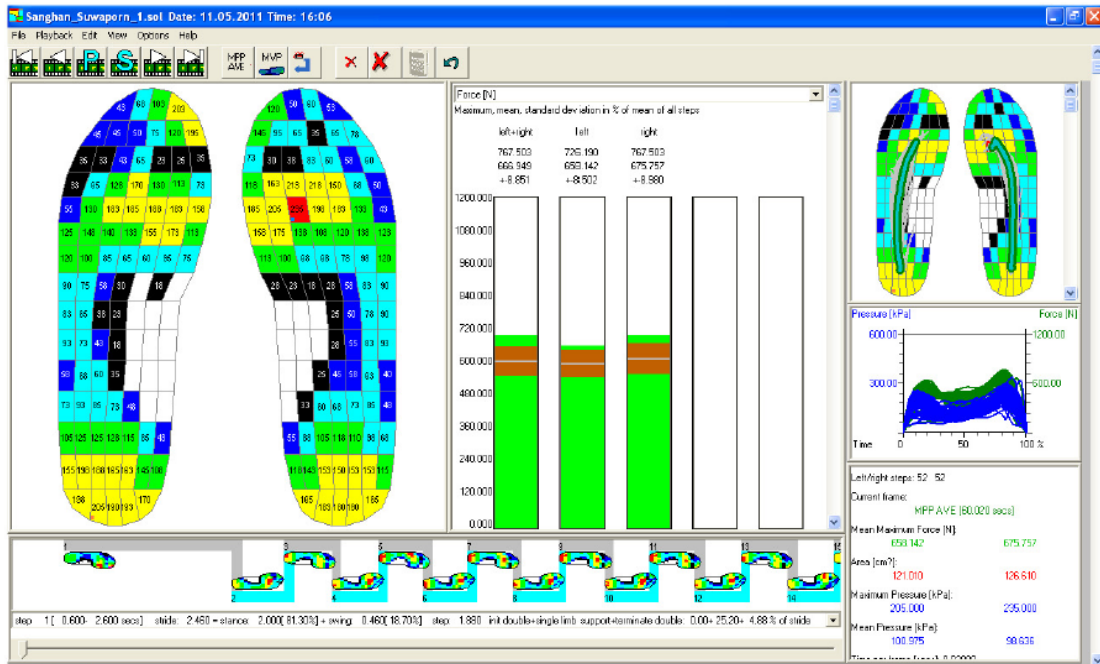
ตัวอย่างขั้นตอนการใช้งานและการจัดการข้อมูลที่ได้จาก Pedar system[®] 1 ได้แสดง

ไว้ในภาคผนวก ก



ภาพประกอบ 2-9 แสดงข้อมูลที่ได้จากการประเมินผลของ Pedar system®

แนวของการเดิน (gait line) ที่ได้จากการเดิน ดังแสดงในภาพประกอบ 2-10 และยังสามารถเลือกแสดงลักษณะการกระจายแรงกดเท้าในแต่ละช่วงของการเดินได้อีกด้วย



ภาพประกอบ 2-10 แสดงข้อมูลที่ได้จากการประเมินผลของ Pedar system®

นอกจากนี้ Pedar system[®] ยังสามารถวิเคราะห์จังหวะของการเดิน (step analysis) ดังแสดงในภาพประกอบ 2-11

Parameter	Left insole	Right insole
Left insole	U-8811-882r	U-8811-882r
Right insole	U-8811-882r	U-8811-882r
Force threshold [N] + %:	30.642 / 5.00	30.505 / 5.00
Min step length [secs] + frames:	0.100 / 5	0.100 / 5
Results:		
Number of steps:	59	58
Min/max step [secs]:	0.600 / 0.920	0.620 / 0.820
Mean step length [secs] +/- % of mean:	0.674 / 12.012	0.657 / 7.224
Mean max force [N] +/- % of mean:	612.845 / 5.271	610.105 / 6.096
Velocity:		
total time [secs]:	65.180	
distance [m]:	0.000	
velocity [m/min]:		0.000

ภาพประกอบ 2-11 แสดงการวิเคราะห์จังหวะของการเดิน (step analysis)

2.4.3 Pedar system[®] ในทางการแพทย์

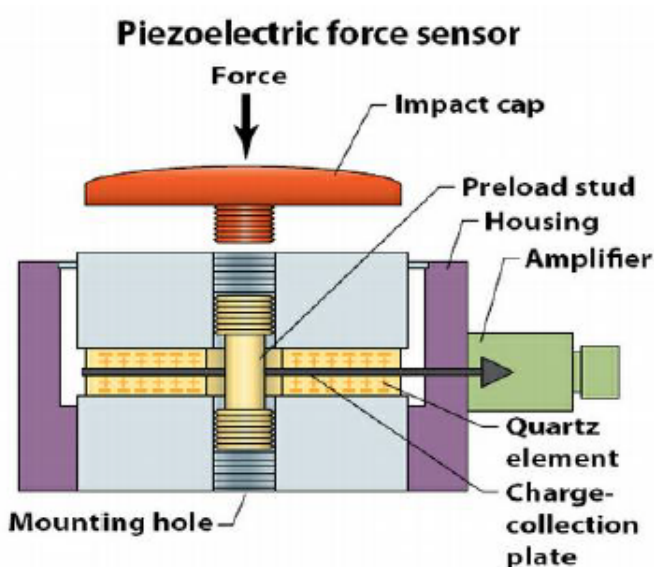
Pedar system[®] หรือชุดวิเคราะห์แรงกดเท้าเป็นเครื่องมือที่มีความแม่นยำ ความเที่ยง และความไวในการตรวจวัดสูง ดังนั้นจึงมีการนำไปใช้เป็นเครื่องมือที่ใช้ศึกษาในทางการแพทย์มากมาย อาทิเช่น

- การวิจัยและการออกแบบรองเท้า
- การประเมินผลการฟื้นฟูสมรรถภาพ
- การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวในลักษณะการเดินแบบอิสระ (kinetic analysis)
- ตรวจ วิเคราะห์ภาระการรับแรงระยะยาวเมื่อมีการเคลื่อนไหว (load monitoring)

- ช่วยในการออกแบบกายอุปกรณ์เสริม (orthotic design) ปกติแล้วกายอุปกรณ์เสริมทุกอย่างที่เกี่ยวข้องกับเท้า มักเป็นตัวแทนที่ทำให้ลักษณะการเดินเปลี่ยนแปลงไป การออกแบบพิเศษ เฉพาะบุคคล สามารถจะช่วยลดแรงดันเท้าได้ เช่น เหมาะสำหรับผู้ป่วยเบาหวานที่มีปัญหาทางระบบประสาท Pedar system[®] สามารถช่วยประเมินก่อนทำและหลังทำกายอุปกรณ์
- ชีวกลศาสตร์การกีฬา (sport biomechanics) เช่น ศึกษาลักษณะการลงน้ำหนักของนักวิ่ง วิเคราะห์ลักษณะการลงแรงกดฝ่าเท้าของนักกอล์ฟ ขณะที่กำลังหวดวงสวิง ในผู้ที่เล่นสกี นอกจากนี้มีการนำไปใช้กับนักกีฬา สเกตระดับโอลิมปิก เพื่อวิเคราะห์แรงดันสูงสุด (peak pressure) และการถ่ายเทแรงกดเท้าซึ่งนับว่ามีความสำคัญมากสำหรับกีฬาสเกต (skate)

2.5 ตัวตรวจวัดชนิดเพียโซรีซิสทีฟ (Piezoresistive sensor)

เป็นตัวตรวจวัดที่นิยมใช้กันในทางอิเล็กทรอนิกส์โดยจะใช้ผลึกเพียโซอิเล็กทริก (piezoelectric quartz crystal) การเปลี่ยนแปลงความเครียดเชิงกลของผลึกจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานของวัสดุ ซึ่งสามารถวัดได้โดยการประยุกต์ใช้หลักการทางไฟฟ้าและกฎของโอห์ม (Ohm's law) ภาพประกอบ 2-12 แสดงโครงสร้างของ piezoresistive sensor[18, 32] โดยทั่วไป



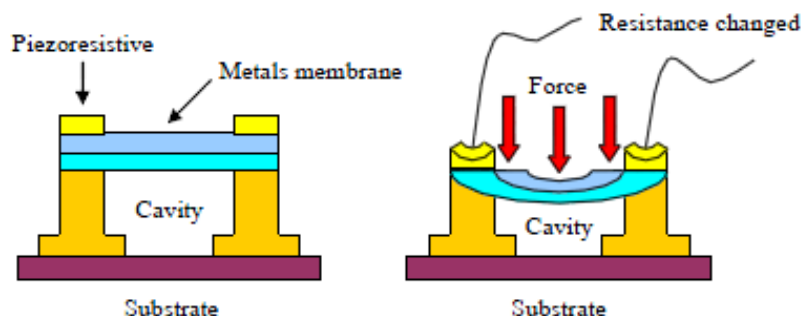
ภาพประกอบ 2-12 แสดงโครงสร้างของ piezoresistive sensor[18]

2.5.1 เพียโซรีซิสเตอร์ (piezoresistor)

เป็นอุปกรณ์ที่ใช้วัดแรง ทำจากวัสดุที่มีความเป็นเพียโซรีซิสทีฟ (piezoresistive materials) โดยทั่วไปใช้เพื่อตรวจจับแรงทางกายภาพ (physical force) และความเค้นเชิงกล (mechanical stress) โดยตรวจวัดแรงที่มากระทำได้จาก การเปลี่ยนแปลงของความต้านทานไฟฟ้า

2.5.2 กลไกการทำงานของ piezoresistive sensor[32]

กลไกการทำงานของ piezoresistive sensor คือ เมื่อบริเวณส่วนที่รับแรงได้รับแรงกระทำจากภายนอก เมื่อขนาดของแรงที่กดเริ่มมากขึ้น โครงสร้างของผลึกจะเริ่มเกิดการบิดตัว (deflection) จนกระทั่งเกิดการเปลี่ยนรูป (deformation) การเรียงตัวของโครงสร้างผลึกเปลี่ยนแปลงรูปแบบไป ส่งผลทำให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าของตัวตรวจวัดเปลี่ยนไป สัญญาณนี้จะถูกส่งไปยังส่วนประเมินผล เพื่อทำการวิเคราะห์ค่าที่ได้ และส่งสัญญาณออกมา (output) ดังแสดงในภาพประกอบ 2-13



ภาพประกอบ 2-13 แสดงกลไกการทำงานของ piezoresistive sensor[32]

2.5.3 ปฏิกิริยาเพียโซรีซิสทีฟ (piezoresistive effect)

การเปลี่ยนแปลงค่าความต้านทานไฟฟ้า (electric resistivity) นั้นเมื่อวัสดุประเภทโลหะหรือวัสดุสารกึ่งตัวนำถูกแรงภายนอกมากระทำ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุเพียโซ ส่งผลให้เกิดความต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลงไป แรงที่กระทำเปลี่ยนแปลงไปตามสัดส่วนของสัญญาณทางไฟฟ้า มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุสารกึ่งตัวนำที่ใช้ เช่น ซิลิกอน มีค่าความต้านทานเพียโซ (piezoresistivity) มากกว่าโลหะ

บทที่ 3

วิธีการดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้เป็นการวิจัยเชิงทดลอง โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษา ออกแบบ และ ประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบในการวัดแรงกดเท้าและแสดงผลแบบป้อนกลับอย่างง่ายเพื่อใช้ในการฝึกเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ในการดำเนินการวิจัยนี้จะประกอบด้วยงาน 2 ส่วนหลัก คือ

1. การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก
2. การศึกษา ออกแบบ และ ประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบในการวัดแรงกดและแสดงผลแบบป้อนกลับต่อผู้ป่วยอย่างง่าย

โดยการศึกษาในส่วนแรกนั้น เป็นการศึกษาเพื่อหาขอบเขตของผลต่างของแรงกดเท้าปกติทั้งสองข้าง เพื่อนำมาเป็นเงื่อนไขในการศึกษาส่วนที่สอง โดยการศึกษาในแต่ละส่วนจะมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.1 การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

เป็นการศึกษาถึงลักษณะความแตกต่างระหว่างผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกและคนปกติ ซึ่งประกอบด้วย

3.1.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ประชากรในการศึกษานี้ คือ ผู้ที่มีอายุ 41 ปีขึ้นไป ในจังหวัดสงขลา แบ่งเป็นกลุ่มตัวอย่าง 2 กลุ่ม คือ กลุ่มผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองที่เข้ามารับการรักษาที่โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ จำนวน 7 คน โดยแบ่งเป็นเพศชาย 4 คน และเพศหญิง 3 คน และกลุ่มคนปกติทั้งหมด 50 คน โดยแบ่งเป็นเพศชาย 25 คน และเพศหญิง 25 คน

3.1.2 เกณฑ์ในการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง

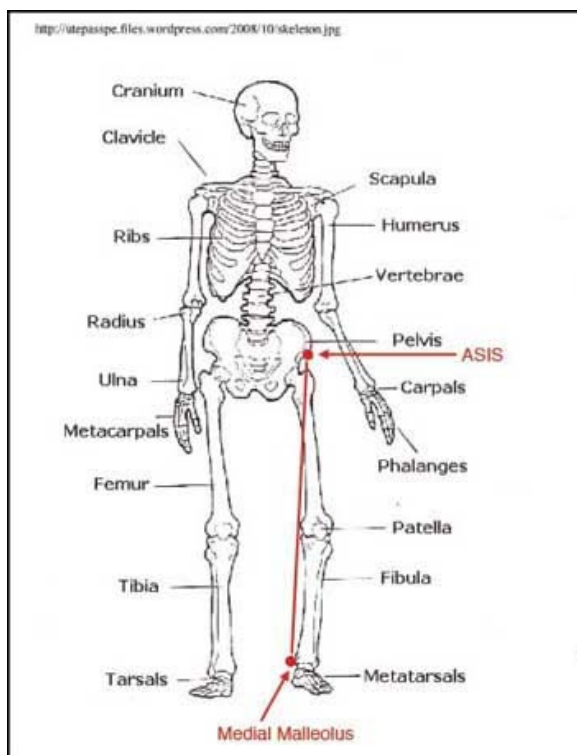
กลุ่มผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

- อายุ 41 ปีขึ้นไป
- พบลักษณะของโรคอัมพาตครึ่งซีก คือ มีการอ่อนแรงข้างใดข้างหนึ่ง
- เดินได้เองโดยไม่ใช้เครื่องช่วยเดิน(walking aid)

- ไม่มีอาการปวดหลัง ปวดขา หรือปวดเข่า

กลุ่มคนปกติ

- อายุ 41-60 ปี
- ไม่เคยผ่าตัด
- ไม่เคยประสบอุบัติเหตุที่ขาหรือเข่า
- ขาทั้งสองข้างยาวเท่ากัน โดยวัดจากปุ่มแหลมบนด้านหน้ากระดูกเชิงกราน (anterior superior iliac spine: ASIS) ถึงตาตุ่มด้านใน (medial malleolus) ในขณะยืน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-1
- ไม่มีอาการปวดหลัง ปวดขา หรือปวดเข่า



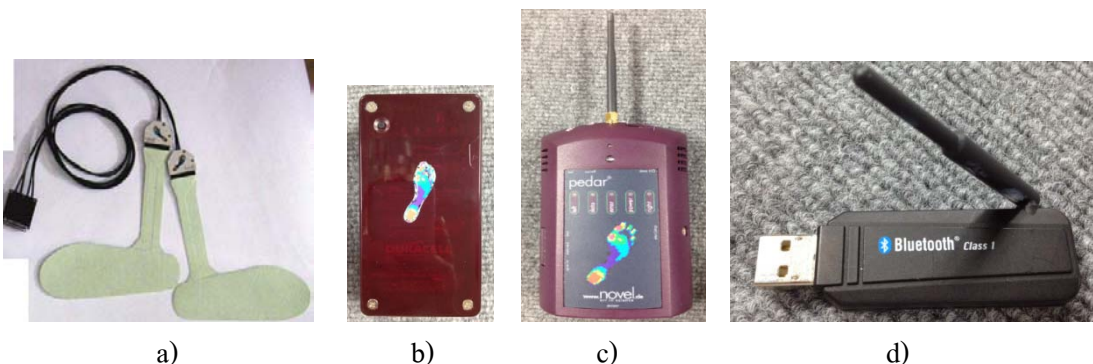
ภาพประกอบที่ 3-1 การวัดความยาวขาจากระดับ ASIS ถึง medial malleolus[33]

3.1.3 เครื่องมือในการวิจัย

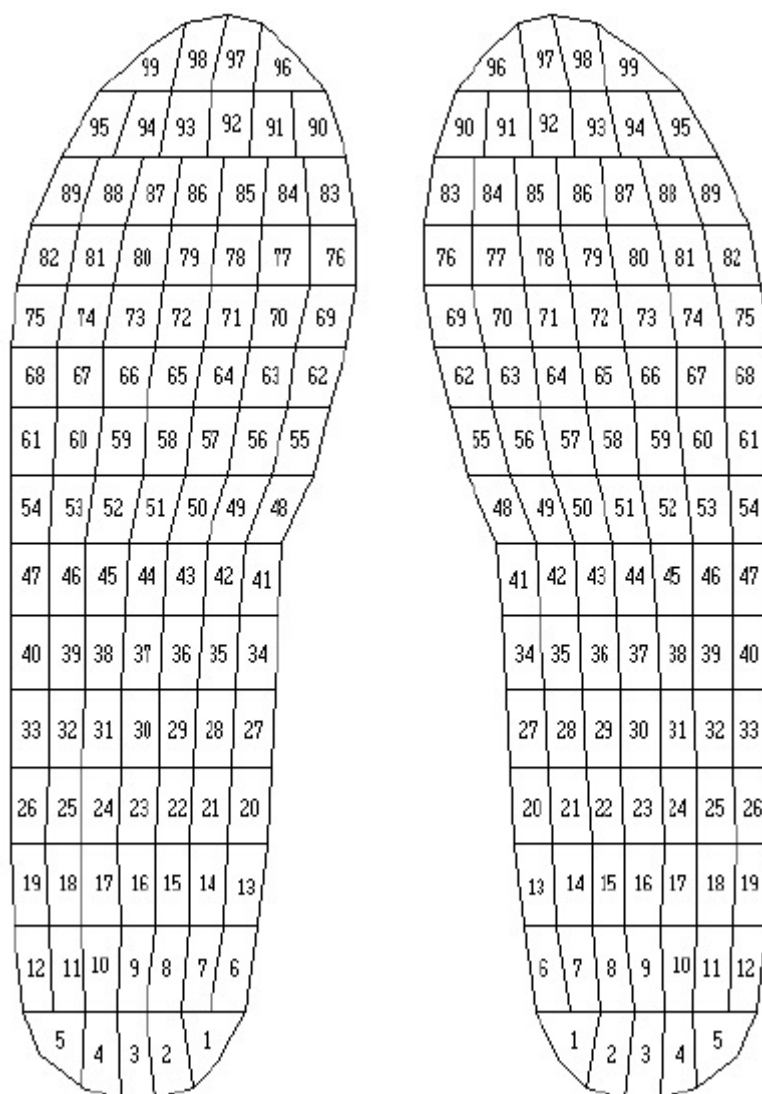
ชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar system[®], Novel GmbH, Munich, Germany) ที่ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์ภาคใต้ โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ ซึ่ง Pedar system[®] เป็นเครื่องมือที่สามารถใช้ตรวจวัดแรงขณะการเคลื่อนไหว (dynamic force) ในขณะเดิน โดยการศึกษา

ลักษณะของการกระจายน้ำหนักที่เกิดขึ้นหรือแรงกดที่เท้าขณะที่มีการเคลื่อนไหว ซึ่ง Pedar system[®] นี้ประกอบด้วย 4 ส่วนหลัก ดังแสดงในภาพประกอบ 3-2 คือ

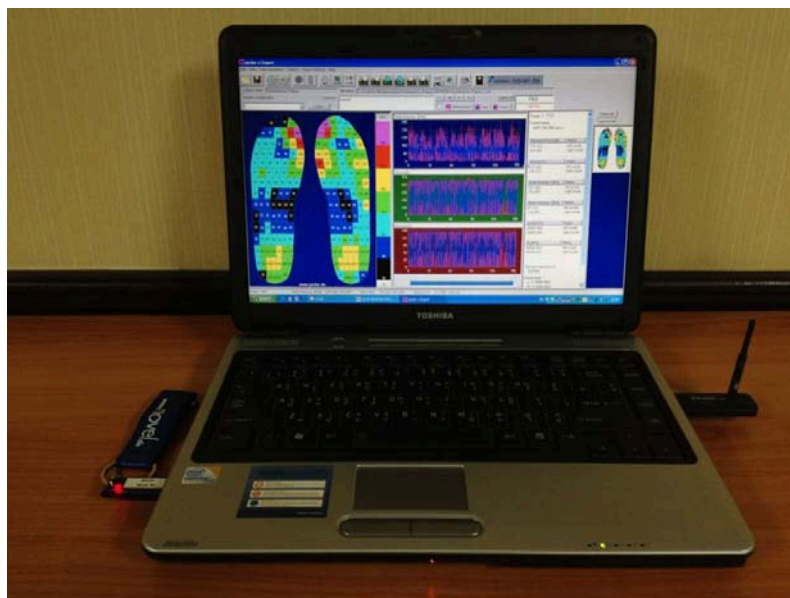
- แผ่นรองรองเท้า (insole) ซึ่งจะเลือกใช้แตกต่างกันไปตามขนาดของเท้าของแต่ละบุคคล โดยภายในของแผ่นรองรองเท้านี้ จะมีตัวตรวจวัด (sensor) จำนวนข้างละ 99 ตัว ดังแสดงในภาพประกอบ 3-3 เพื่อความละเอียดในการตรวจวัดแบบพลศาสตร์ (Dynamic measurement)
- แบตเตอรี่เป็น Lithium battery ซึ่งใช้เพื่อจ่ายกระแสไฟให้กับวงจร ขณะทำการตรวจวัดภายในประกอบด้วยถ่าน 2A จำนวน 6 ก้อน ใช้งานได้โดยเฉลี่ยประมาณไม่เกิน 4 ชั่วโมง
- Pedar-x box เป็นอุปกรณ์ที่รับค่าที่ได้จากแผ่นรองรองเท้าทำการตรวจวัด แล้วจะส่งข้อมูลผ่านทางตัวรับส่งสัญญาณบลูทูธไร้สาย (bluetooth wireless) เข้าสู่คอมพิวเตอร์ เพื่อนำไปวิเคราะห์และใช้ในการประเมินผลต่อไป
- Novel database essential เป็น Software ที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากการตรวจวัด ซึ่งจะต้องมี License key จะเป็น USB ที่มาพร้อมกับชุด Pedar system[®] ซึ่งหากไม่มีจะไม่สามารถใช้งานซอฟต์แวร์นี้ได้ การวิเคราะห์ข้อมูลสามารถแสดงผลการวิเคราะห์ได้ในหลายรูปแบบ อาทิเช่น ภาพแสดงการกระจายของแรงกดเท้า แรงหรือแรงดันที่ตรวจวัดได้จากตัวตรวจวัดที่ตำแหน่งต่างๆ หรือวิดีโอแสดงลักษณะลักษณะการลงน้ำหนักในขณะเดิน ดังแสดงในภาพประกอบ 3-4



ภาพประกอบ 3-2 แสดงส่วนประกอบหลักของ Pedar system[®] ซึ่งประกอบด้วย a) insole, b) battery, c) Pedar-x box และ d) bluetooth wireless



ภาพประกอบ 3-3 แสดงตำแหน่งของตัวตรวจวัด (sensor) ของแผ่นรองรองเท้าใน Pedar system[®]



ภาพประกอบ 3-4 แสดงขณะการทำงานของ Pedar system[®] โดยใช้ Novel database essential

3.1.4 วิธีการทดลอง

- กลุ่มตัวอย่างที่มีคุณสมบัติตามเกณฑ์จะได้รับการอธิบายถึงขั้นตอนในการปฏิบัติตนเพื่อการวิจัย
- ชั่งน้ำหนักตัว วัดส่วนสูง ชักประวัติและตรวจความผิดปกติ
- นำแผ่นรองรองเท้า (insole) ของชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar system[®]) ใส่งลงไปในรองเท้ากีฬาก่อนสวม
- ให้ประชากรในกลุ่มตัวอย่างยกเท้าที่ละข้าง ทั้งข้างซ้ายและข้างขวา เพื่อทำการสอบเทียบเครื่องมือวัด (sensor calibration) ก่อนการทดลอง
- ให้ประชากรในกลุ่มตัวอย่าง เดินด้วยความเร็วปกติ ไป-กลับ ตามจุดต่างๆ ที่กำหนดไว้ ระยะทางประมาณ 10 เมตร ไป-กลับ จำนวน 3 รอบ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-5



ภาพประกอบ 3-5 ขณะทำการทดลองในผู้ป่วยด้วยชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar system[®])

3.1.5 การวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar system[®])

ลักษณะการกระจายแรงกดเท้าในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน (Gait cycle)

ลักษณะการกระจายแรงกดเท้าในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน (gait cycle) ของเท้าแต่ละข้างนั้น ได้มาจากการตรวจวัดโดยใช้ Pedar system[®] ซึ่งสามารถวิเคราะห์ได้จากรูปการกระจายแรงกดเท้าตลอดช่วงระยะเวลาที่ได้ทำการทดลองทั้งหมด เพื่อดูการกระจายน้ำหนักในแต่ละช่วงเวลาของ Gait cycle คูณแนวของการลงน้ำหนักขณะเดิน (gait line) และความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดเท้า-ระยะเวลาที่ใช้ในแต่ละช่วง (force-time relationship) ทั้งในกลุ่มคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้า

ในการศึกษานี้ได้นำหลักการของการลงแรงกดเท้าที่มีความสมมาตร[34] เพื่อใช้ในการจำแนกและประเมินค่าความแตกต่างของแรงกดเท้า แล้วจึงได้นำมาคำนวณให้อยู่ในรูปของร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้า ที่ได้จากค่า Maximum Pressure Picture (MPP) และ Mean Value Pressure (MVP) ของเท้าแต่ละข้าง แล้วนำไปคำนวณต่อไป

ค่า Maximum Pressure Picture (MPP) นั้น ได้มาจากการหาค่าแรงกดเท้าที่มากที่สุดของตัวตรวจวัด (sensor) แต่ละตัว แล้วนำมาหาค่าที่มากที่สุดอีกครั้ง ส่วน Mean Value

Pressure (MVP) นั้น เป็นค่าเฉลี่ยของแรงกดเท้ารวมทั้งหมดที่ตรวจวัดได้ ซึ่งจะคิดจากค่าเฉลี่ยของตัวตรวจวัดแต่ละตัว แล้วนำค่าที่ได้ทั้งหมด มาคิดค่าเฉลี่ยอีกครั้ง โดยทั้ง MPP และ MVP นั้น จะมีหน่วยเป็น kPa

ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ ได้นำค่าจากการลงน้ำหนักที่ได้จาก Pedar system® มาคำนวณหาช่วงของความแตกต่างของการลงน้ำหนักระหว่างเท้าซ้ายและขวาของคนปกติในขณะเดิน ซึ่งคำนวณได้จาก

$$\text{ร้อยละของความแตกต่างของ MPP} = \frac{|MPP_{Left} - MPP_{Right}|}{\frac{1}{2}(MPP_{Left} + MPP_{Right})} \times 100\%$$

(Percentage of MPP difference)

$$\text{ร้อยละของความแตกต่างของ MVP} = \frac{|MVP_{Left} - MVP_{Right}|}{\frac{1}{2}(MVP_{Left} + MVP_{Right})} \times 100\%$$

(Percentage of MVP difference)

แนวลงน้ำหนักของการเดิน (gait line)

เมื่อได้ลักษณะแนวการลงน้ำหนักของการเดินของแต่ละคนแล้ว จะนำมาวิเคราะห์เพื่อดูลักษณะของความผิดปกติในผู้ป่วย ว่ามีลักษณะความผิดปกติแบบใดบ้าง เมื่อเปรียบเทียบกับลักษณะแนวการลงน้ำหนักของคนปกติ

3.1.6 การวิเคราะห์ข้อมูลเชิงสถิติ

การประมวลผลข้อมูลโดยใช้โปรแกรมสถิติ Prism 5.0 for Windows (GraphPad Software, San Diego, USA) เพื่อเปรียบเทียบร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้าและร้อยละของความแตกต่างของเวลาที่ใช้ในการเดินแต่ละช่วง (phase) ด้วย Unpaired t-test โดยใช้ช่วงของความเชื่อมั่นที่ $p < 0.05$ และใช้สถิติเชิงพรรณนา (descriptive statistics) เพื่อหาค่าเฉลี่ยเลขคณิต (\bar{x}) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ของการลงน้ำหนักการเดิน และพื้นที่ใต้กราฟระหว่างแรงและเวลา (force-time curve)

3.2 การศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่

ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะมีรูปแบบการยืนและการเดินแตกต่างไปจากคนปกติ โดยผู้ป่วยจะมีการลงน้ำหนักของขาข้างที่เป็นอัมพาตน้อยกว่าขาข้างที่ปกติ ในการฝึกผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกให้มีสภาพปกติ จึงต้องฝึกให้ผู้ป่วยมีการลงน้ำหนักของขาข้างที่เป็นอัมพาต ให้เท่ากับหรือใกล้เคียงแรงกดลงของขาข้างที่ปกติ และเพื่อให้ผู้ป่วยอัมพาตเกิดแรงจูงใจและเรียนรู้การฝึกที่ถูกต้องตามเทคนิค Motor Relearning Programme (MRP) ซึ่งเน้นหลักการการป้อนกลับ (feedback)

ต่อผู้ป่วย จากแนวคิดดังกล่าวจึงนำมาเป็นหลักการในการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบที่ใช้ในการวัดแรงกดเท้าและแสดงผลแบบป้อนกลับต่อผู้ป่วยอย่างง่ายได้

จากการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก จะนำค่าที่ได้จากการศึกษามาเป็นเกณฑ์ที่ใช้ในการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบที่สามารถวัดแรงกดเท้าโดยใช้ตัวตรวจวัด (sensor) และแสดงผลแบบป้อนกลับถึงลักษณะของการลงน้ำหนักในผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง

3.2.1 ตัวตรวจวัด

ในการศึกษานี้จะใช้ตัวตรวจวัดชนิด FlexiForce ของบริษัท Tekscan ซึ่งจะทำการตรวจวัด dynamic force ได้ดี ซึ่งเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของความต้านทานภายในของ FlexiForce โดยแรงหรือแรงดันก็ตาม FlexiForce ก็จะสามารถทำการตรวจวัดค่าความต้านทานที่เปลี่ยนแปลงไปโดยค่าที่ตรวจวัดได้จะมากน้อยแค่ไหนขึ้นอยู่กับการขนาดของแรงกดหรือแรงดันที่กระทำต่อตัวตรวจวัดด้วย ตัวตรวจวัดชนิดนี้มีการใช้งานกันโดยทั่วไป เนื่องจากมีลักษณะการใช้งานได้ง่าย และราคาไม่สูงมากนัก เมื่อเปรียบเทียบกับตัวตรวจวัดชนิดอื่น ลักษณะโดยทั่วไปของ FlexiForce ดังแสดงในตารางประกอบ 3-1

ตารางประกอบ 3-1 แสดงคุณสมบัติโดยทั่วไปของ FlexiForce

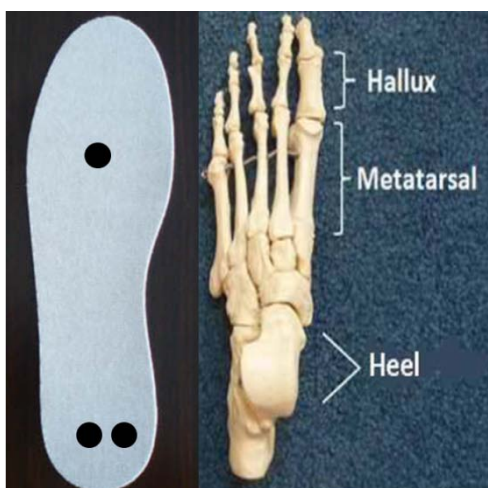
ความยาว (length)	102 มิลลิเมตร
ความหนา (width)	14 มิลลิเมตร
บริเวณตรวจวัด (sensing area)	เส้นผ่านศูนย์กลาง 9.53 มิลลิเมตร
ช่วงการตรวจวัด (force range)	0 – 25 ปอนด์ (440 นิวตัน)
ความเป็นเส้นตรง (linearity)	< ±3%
ความสามารถซ้ำค่าเดิม (repeatability)	< ±2.5%
ฮิสเทอรีซิส (hysteresis)	< 4.5%
ช่วงเวลาการตอบสนอง (response time)	< 5 sec

3.2.2 ตำแหน่งของตัวตรวจวัดและแผ่นรองรองเท้า

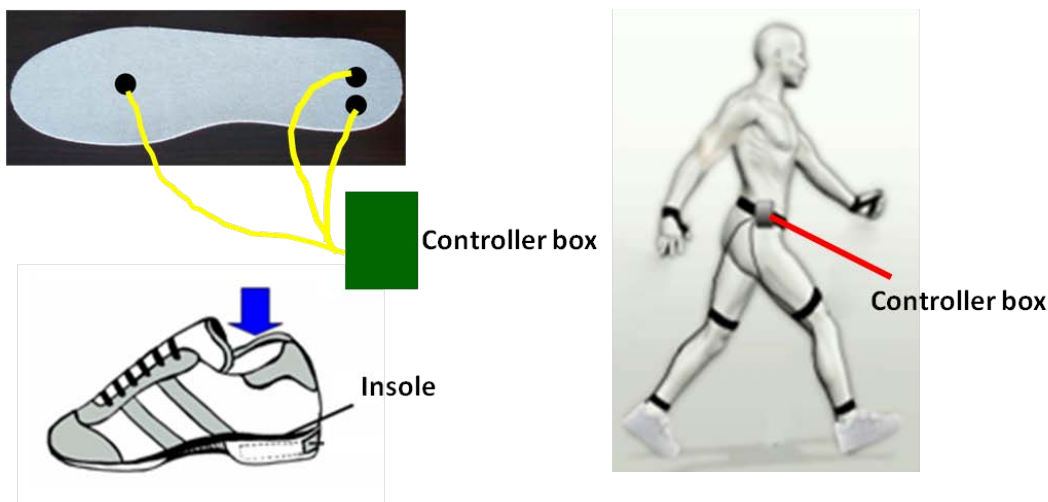
ตัวตรวจวัดชนิด FlexiForce ซึ่งมีลักษณะดังภาพประกอบที่ 3-6 จำนวน 3 ตัว จะถูกติดไว้บนแผ่นรองรองเท้า (insole) ที่ทำจากพอลิโพรพิลีนพอลิเมอร์ (polypropylene) มีความหนา 1 มิลลิเมตร โดยในแต่ละข้างตามตำแหน่งที่เหมาะสมในการลงน้ำหนักทางกายวิภาคศาสตร์ นั่นคือมี 2 ตัวที่ได้บริเวณส้นเท้า (heel) 2 ตัว และ 1 ตัวใต้กระดูกฝ่าเท้าที่ 3 (3rd metatarsal bone) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-7 ซึ่งจากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าบริเวณดังกล่าวเป็นบริเวณที่มีแรงกดหรือแรงดันมากในขณะที่มีกิจกรรมต่างๆ แผ่นรองรองเท้าที่มีการติดตัวตรวจวัดเรียบร้อยแล้วนั้น จะถูกใส่เข้าไปภายในรองเท้าเพื่อทำการตรวจวัดแรงกดเท้าในขณะที่เดิน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-8



ภาพประกอบ 3-6 แสดงตัวตรวจวัดชนิด FlexiForce ที่ใช้ในการตรวจวัดแรงกด



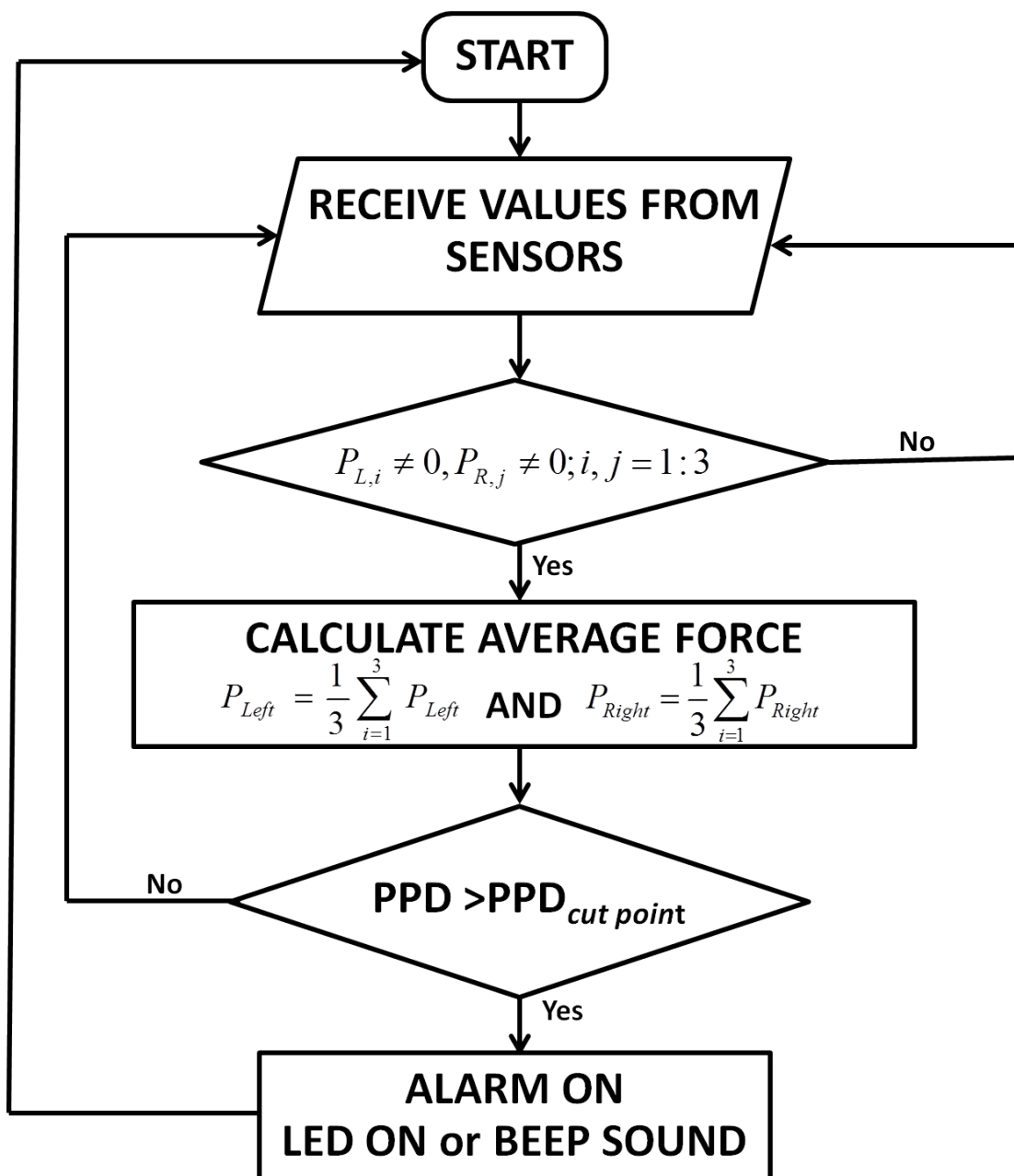
ภาพประกอบ 3-7 แสดงตำแหน่งที่ติดตัวตรวจวัดชนิด FlexiForce เมื่อเปรียบเทียบกับลักษณะทางกายวิภาคของเท้า



ภาพประกอบ 3-8 แสดงลักษณะต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ

3.3 หลักการการป้อนกลับของแผ่นรองรองเท้า

จากที่ได้กล่าวมาแล้วถึงเทคนิค Motor Relearning Programme (MRP) นั้น ได้มีการนำมาใช้เป็นเงื่อนไขในการป้อนกลับของเครื่องมือต้นแบบ ภาพประกอบที่ 3-9 แสดงแผนภาพหลักการ พิจารณาแรงกดเท้าที่วัดได้จากตัวตรวจวัดเปรียบเทียบกับเกณฑ์การตัดสินใจเพื่อการป้อนกลับ โดยเมื่อค่าของตัวตรวจวัดที่บริเวณสัน 2 ตัวเริ่มวัดได้ค่าแรงกดเท้าได้ ตัวควบคุมจะวิเคราะห์ค่าที่เก็บได้ไปเรื่อยๆ เพื่อหาค่าแรงกดเท้าที่มากที่สุดในแต่ละ 1 วงจรการเดิน (gait cycle) ของแต่ละตัวตรวจวัด จากนั้นนำค่าสูงสุดของแต่ละตัวเพื่อนำไปคำนวณเป็นค่าเฉลี่ยแรงกดเท้าแต่ละข้าง แล้วนำไปคิดเป็นค่าร้อยละของความแตกต่างของเท้าซ้ายและขวาเพื่อทำการเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการคำนวณ กับค่าที่ใช้เป็นเกณฑ์ (cut point) ซึ่งได้จากการคำนวณร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าด้วยวิธีเดียวกันในคนปกติ โดยใช้ Pedar system[®] เมื่อเปรียบเทียบกันแล้ว หากค่าที่ได้จากการคำนวณ มีค่ามากกว่าเกณฑ์ของคนปกติที่วางไว้ ก็จะมีการแสดงผล (output) เป็นสัญญาณไฟและเสียงเตือนเพื่อป้อนกลับข้อมูลตามเทคนิค MRP ให้ผู้ป่วยทราบถึงความแตกต่างการลงน้ำหนักของตนเองในขณะเดิน โดยอัลกอริทึมของหลักการป้อนกลับนี้ได้เขียนเป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (code) เพื่อใช้ในการประมวลผลดังแสดงในภาคผนวก ข



ภาพประกอบที่ 3-9 แผนผังการทำงานของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้า
แบบป้อนกลับชนิดใหม่

(P: Plantar pressure; PPD: Percentage of Pressure Difference)

3.4 การประเมินการใช้งานของอุปกรณ์

เมื่อสามารถประดิษฐ์เครื่องต้นแบบในของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ ได้แล้วนั้น จะมีการนำไปทดสอบการใช้งานและประเมินระดับความพึงพอใจของผู้ป่วย ทั้งในแง่ความสะดวกในการใช้งานตามที่ได้ออกแบบ ความเหมาะสมของการทำงานของเครื่องมือของและประโยชน์จากการนำไปใช้ในการฝึกเดินจริง

3.4.1 การทดสอบความเที่ยงตรงของอุปกรณ์

การทดสอบความเที่ยงตรงของตัวตรวจวัด ทำได้โดยการใช้ตุ้มน้ำหนักมาตรฐาน (standard weights) ในขนาดของน้ำหนักที่แตกต่างกันมาวางลงบนแผ่นรองรองเท้าทั้งสองข้าง โดยให้น้ำหนักข้างซ้ายและข้างขวา แตกต่างกันว่า 5%, 10% และ 20% แล้วดูการแสดงผลที่ได้จากการประมวลผลของเครื่องต้นแบบ

การทดสอบความเที่ยงตรงของอุปกรณ์นั้น ทำการทดสอบในคนปกติ 2 คน และผู้ป่วย 2 คน และใช้ Pedar-x[®] system เพื่อวิเคราะห์ความแตกต่างของการลงน้ำหนักและตรวจสอบการทำงานจาก feedback ที่ได้จากเครื่องต้นแบบว่ามีความถูกต้อง สอดคล้องกันหรือไม่

3.4.2 การประเมินความพึงพอใจของผู้ใช้

โดยให้ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก ที่สามารถเดินได้เองโดยไม่ต้องใช้เครื่องช่วยเดินต่างๆ มาตอบแบบสอบถามการประเมินความพึงพอใจดังแสดงในภาคผนวก ข หลังจากที่ได้มีการทดลองใช้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ ทั้งในแง่ของความพึงพอใจของการทำงานและการป้อนกลับของอุปกรณ์ต้นแบบ ความรู้สึกสบายและปลอดภัยเมื่อได้ใช้เครื่องต้นแบบในการฝึกเดินจริง

บทที่ 4

ผลการทดลอง

จากการศึกษาแรงกดเท้า เพื่อการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบในการวัดแรงกดเท้าและแสดงผลแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนั้น ได้มีผลการทดลองดังแสดงต่อไปนี้

4.1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างในการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

จากกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด แบ่งได้เป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกและคนปกติ โดยจำแนกเป็นผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก แบ่งได้เป็นเพศชายจำนวน 5 คน และเพศหญิง 5 คน สำหรับกลุ่มคนปกติ ประกอบด้วย เพศชาย 25 คน และเพศหญิง 25 คน ดังแสดงในตารางประกอบที่ 4-1 ในการศึกษาครั้งนี้ พบว่ากลุ่มผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีอายุเฉลี่ยที่ 60.60 ± 12.93 ปี ในเพศชาย และ 53.25 ± 6.13 ปี ในเพศหญิง แต่ในคนปกตินั้น จะมีอายุเฉลี่ยที่ 48.52 ± 4.47 และ 45.80 ± 4.82 ปี ในเพศชายและหญิง ตามลำดับ เมื่อวิเคราะห์ดัชนีมวลกาย (Body Mass Index: BMI) ของกลุ่มตัวอย่าง พบว่า ในกลุ่มผู้ป่วยนั้น เพศชายมีค่าดัชนีมวลกายเฉลี่ย $26.80 \pm 2.98 \text{ kg/m}^2$ ส่วนเพศหญิงนั้น มีค่า $25.74 \pm 1.47 \text{ kg/m}^2$ ซึ่งผู้ป่วยเพศชายมีระยะของโรคอยู่ในช่วง 6 เดือน ถึง 6 ปี ซึ่งมาเข้ารับบริการที่หน่วยกายภาพบำบัดในช่วงระยะเวลา 6 เดือน ถึง 6 ปีเช่นกัน แต่ในเพศหญิงมีระยะโรคที่ 10 เดือน ถึง 5 ปี ซึ่งเข้ารับบริการจากหน่วยกายภาพบำบัด 10 เดือน ถึง 5 ปี เช่นกัน สำหรับในกลุ่มคนปกติ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง และดัชนีมวลกายไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

ตารางประกอบ 4-1 แสดงข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง

	ผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก		คนปกติ	
	ชาย	หญิง	ชาย	หญิง
จำนวน (คน)	5	5	25	25
อายุ (ปี)	60.60±12.93	53.25±6.13	48.52±4.47	45.80±4.82
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	73.20±10.76	60.75±5.91	64.03±6.72	57.14±8.83
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	1.65±0.06	1.54±0.05	1.66±0.05	1.56±0.05
ดัชนีมวลกาย (BMI: kg/m ²)	26.80±2.98	25.74±1.47	23.26±1.93	23.56±3.06
ระยะเวลาเจ็บป่วยจากโรคอัมพาตครึ่งซีก	6 เดือน – 6 ปี	10 เดือน – 5 ปี	-	-
ระยะเวลาเข้ารับบริการจากกายภาพบำบัด	6 เดือน – 6 ปี	10 เดือน – 5 ปี	-	-

4.2 การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

จากการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยให้กลุ่มตัวอย่างเดินโดยใช้ชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า Pedar system[®] ในการตรวจวิเคราะห์ กลุ่มตัวอย่างทั้งหมดจะต้องเดินไป-กลับ ระยะทาง 10 เมตร จำนวน 3 รอบ แล้วนำผลที่ได้จากการตรวจมาวิเคราะห์ข้อมูล ซึ่งผลที่ได้จากการศึกษา คือ

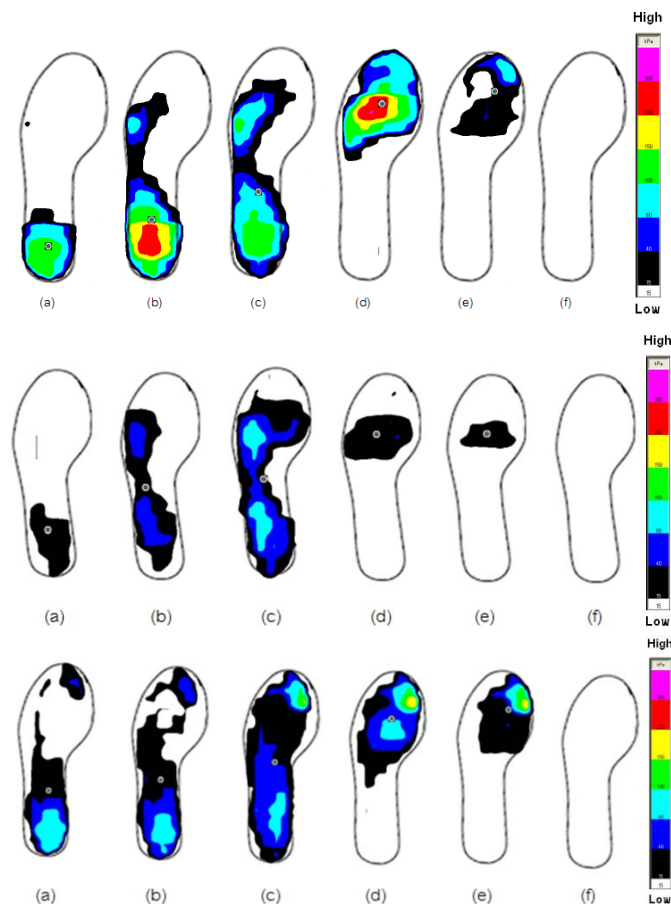
4.2.1 ลักษณะการกระจายของแรงกดเท้า (Plantar Pressure Distribution)

จากที่ได้กล่าวไปแล้วถึงลักษณะของวงจรการเดิน (gait cycle) นั้น ในการศึกษา ลักษณะของการกระจายแรงกดเท้าจำแนกตามในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน พบว่า ในคนปกตินั้น จะมีการกระจายแรงดังภาพประกอบ 4-1 (บน) โดยจะมีการกระจายแรงจากบริเวณส้นเท้า ในช่วงที่ ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น (heel strike) แล้วกระจายไปสู่ช่วงกลางเท้าด้านนอก (lateral mid foot) ไปยัง บริเวณกระดูก โคนนิ้วเท้า (metatarsal area) ในช่วงปลายของระยะที่ขาวางบนพื้น ซึ่งบริเวณกระดูก โคนนิ้วเท้ายังเป็นบริเวณที่มีการลงแรงกดเท้ามากที่สุด และแรงจะกระจายไปยังบริเวณปลายเท้า เพื่อเตรียมตัวที่จะยกเท้าข้างนั้นขึ้น เพื่อเตรียมยกขาข้างนั้น ในช่วง swing phase ต่อไป

การกระจายแรงกดเท้าในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนั้น พบว่าจะมีลักษณะการกระจายแรงของขาข้างที่เป็นอัมพาตในขณะเดินที่แตกต่างไปจากคนปกติ ในผู้ป่วยรายแรกมีลักษณะการกระจายแรงดังแสดงในภาพประกอบ 4-1 (กลาง) พบว่า ขนาดของแรงกดเท้าของผู้ป่วยจะน้อยกว่า ในคนปกติมาก ซึ่งจะมีค่าน้อยกว่า 100 kPa ทั้งหมด แม้ในช่วงแรกที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น (heel strike) ขนาดของแรงกดบริเวณส้นเท้ามีขนาดน้อยมาก จากนั้นก็จะมีการกระจายแรงกดเท้ามา

บริเวณช่วงกลางเท้า (mid foot) และพบว่าผู้ป่วยไม่มีการลงแรงไปที่บริเวณปลายเท้าเลย ซึ่งสามารถเห็นได้ชัดเจนในช่วงที่มีการเคลื่อนไหวลำตัวมาด้านหน้าของช่วงปลายใน terminal stance ซึ่งลำตัวจะเอียงไปข้างหน้ามากขึ้น หรือแม้แต่ระยะที่เตรียมที่จะถีบปลายเท้าข้างนั้นในช่วง pre-swing ก็ตาม

ในผู้ป่วยรายที่ 2 ดังภาพประกอบ 4-1 (ล่าง) พบว่า ผู้ป่วยมีแรงกดเท้าในบริเวณปลายเท้าตั้งแต่ในช่วงแรกของวงจรการเดิน ตั้งแต่ช่วงส้นเท้าสัมผัสกับพื้น (heel strike) ซึ่งปกติแล้วจะเป็นช่วงเริ่มต้นในวงจรการเดิน ซึ่งจะมีเฉพาะส้นเท้าเท่านั้นที่สัมผัสพื้น หรือแม้แต่ในช่วงที่เท้าแตะพื้น (loading response) ซึ่งโดยปกติแล้วเป็นช่วงที่ข้อเท้ายังมีการกระดกขึ้นอยู่ จึงไม่ควรจะมีแรงกดเท้าในบริเวณปลายเท้าเลย



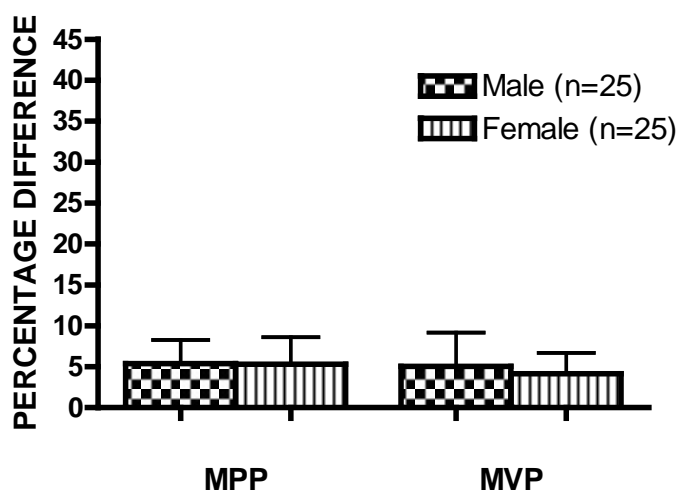
ภาพประกอบ 4-1 แสดงลักษณะการกระจายแรงกดเท้า ในแต่ละช่วงของวงจรการเดิน (gait cycle)

ในคนปกติ (บน) และผู้ป่วย (กลางและล่าง)

- | | | |
|--------|---------------------|----------------------|
| โดยที่ | (a) Initial contact | (b) Loading response |
| | (c) Mid stance | (d) Terminal stance |
| | (e) Pre-swing | (f) Swing phase |

4.2.2 ร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้าในคนปกติ

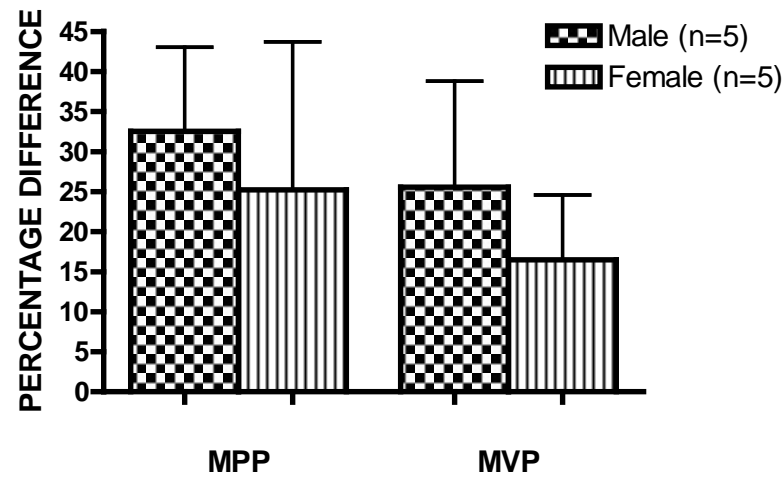
ค่าร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าในนั้น แสดงถึงความแตกต่างของการลงน้ำหนักระหว่างเท้าซ้ายและขวาโดยไม่ได้คำนึงว่าข้างใดมีค่ามากกว่า พบว่า ในคนปกตินั้น มีร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้าในข้างซ้ายและขวาจำแนกตามเพศชายและหญิง โดยร้อยละความแตกต่างของ Maximum Pressure Picture (MPP) อยู่ที่ 5.37 ± 2.89 และ 5.31 ± 3.29 ในเพศชายและเพศหญิง ตามลำดับ ส่วนค่าร้อยละความแตกต่างของ Mean Value Pressure (MVP) ในเพศชายและเพศหญิงนั้น มีค่าเป็น 5.06 ± 4.12 และ 4.13 ± 2.55 ตามลำดับ ซึ่งไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเพศชายและหญิงทั้ง MPP และ MVP ดังแสดงในภาพประกอบ 4-2



ภาพประกอบ 4-2 แสดงร้อยละของความแตกต่างของ MPP และ MVP ในข้างซ้ายและขวาของคนปกติ

4.2.3 ร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้าในกลุ่มผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

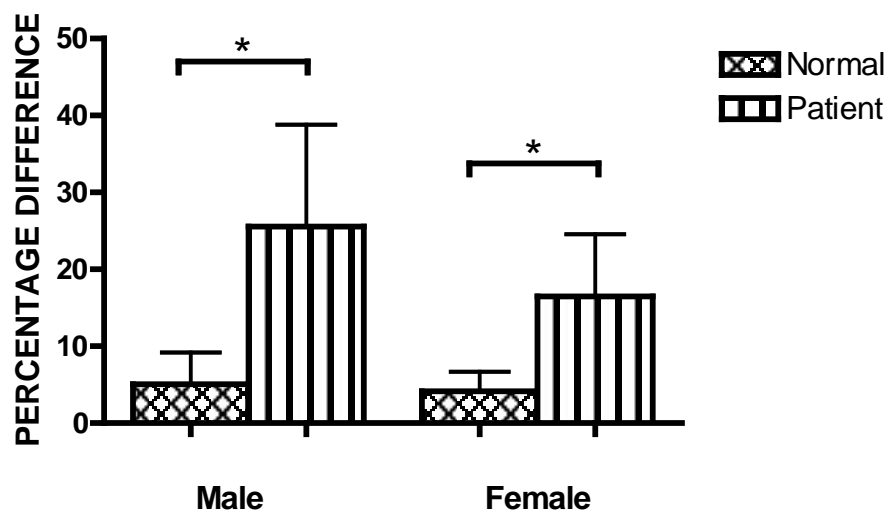
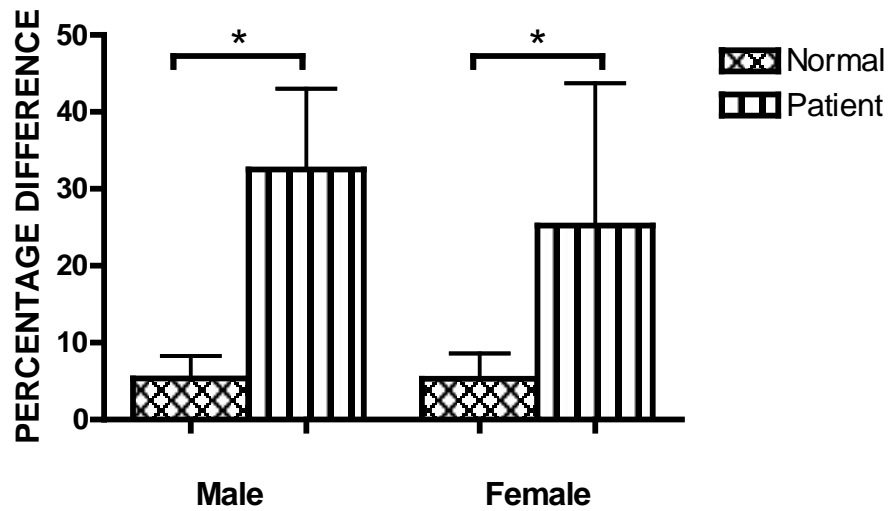
เมื่อทำการศึกษาค่าร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าในผู้ป่วยนั้น พบว่าร้อยละความแตกต่างของ MPP ในเพศชายอยู่ที่ 32.52 ± 10.52 และเพศหญิง 25.23 ± 18.48 ส่วนค่าร้อยละความแตกต่างของ MVP มีค่าเป็น 25.57 ± 13.24 และ 16.47 ± 8.12 ในเพศชายและเพศหญิงตามลำดับ ซึ่งไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ระหว่างเพศชายและหญิงทั้ง MPP และ MVP เช่นเดียวกับคนปกติ ดังแสดงในภาพประกอบ 4-3



ภาพประกอบ 4-3 แสดงร้อยละของความแตกต่างของ MPP และ MVP
ในข้างที่เป็นอัมพาตและขาข้างปกติของผู้ป่วย

4.2.4 เปรียบเทียบร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้าในกลุ่มผู้ป่วยอัมพาต ครึ่งซีกและคนปกติ

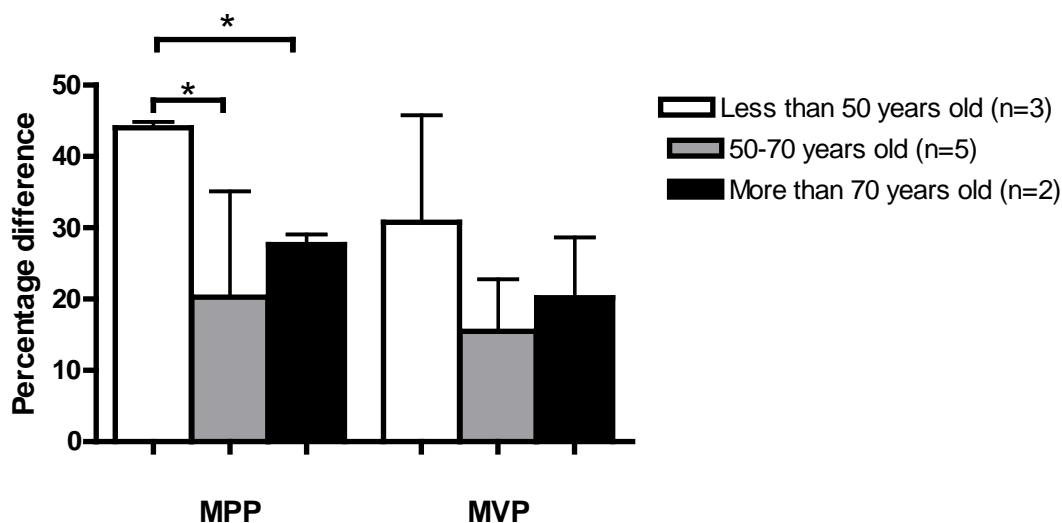
จากภาพประกอบ 4-4 เมื่อเปรียบเทียบค่าร้อยละความแตกต่างของ MPP และ MVP ระหว่างเพศชายและเพศหญิง ของคนปกติและผู้ป่วย จะพบว่ามี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$) ระหว่างค่า MPP และ MVP ทั้งในเพศชายและเพศหญิง



ภาพประกอบ 4-4 เปรียบเทียบร้อยละของความแตกต่างของ MPP (บน) และ MVP (ล่าง) ของคนปกติและผู้ป่วย โดยที่ * แสดงความมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$)

4.2.5 ร้อยละของความแตกต่างของแรงกดเท้า (Percentage difference) เมื่อแบ่งตามช่วงอายุ ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

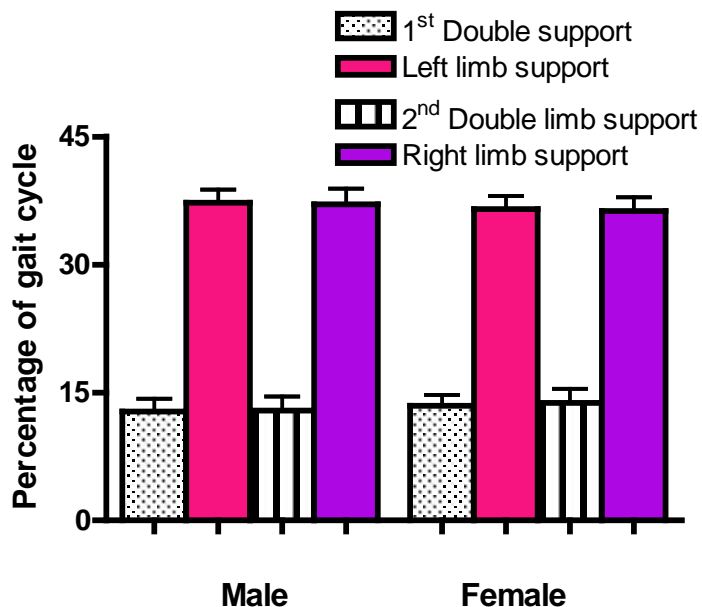
เมื่อพิจารณาตามช่วงอายุที่แตกต่างกันนั้น จากภาพประกอบ 4-5 ได้จำแนกช่วงอายุของผู้ป่วยทั้งหมด 10 คน ออกเป็น 3 ช่วง นั่นคือ ผู้ป่วยที่มี จำแนกได้เป็นผู้ป่วยที่มีอายุน้อยกว่า 50 ปี ผู้ป่วยที่มีอายุ 50-70 ปี และกลุ่มของผู้ที่มีอายุ 70 ปีขึ้นไป พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของค่า MPP ในผู้ป่วยที่มีอายุน้อยกว่า 50 ปี กับอายุระหว่าง 50-70 ปี และผู้ป่วยอายุน้อยกว่า 50 ปีกับผู้ป่วยอายุมากกว่า 70 ปี ($p < 0.05$)



ภาพประกอบ 4-5 แสดงร้อยละความแตกต่างของ MPP และ MVP จำแนกตามช่วงอายุในผู้ป่วย โดยที่ * แสดงความมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$)

4.2.6 ร้อยละของเวลาที่ใช้ในวงจรการเดินของคนปกติ

จากวงจรการเดิน (gait cycle) ที่ได้กล่าวไปแล้วและการศึกษาระยะเวลาขณะเดินในแต่ละช่วงของวงจรการเดินเมื่อคิดเป็นร้อยละของ Gait cycle แล้ว พบว่า ในเพศชายนั้นการลงน้ำหนักในช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกันครั้งแรก (first double limb support) ช่วงที่เท้าข้างซ้ายสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียว (left single limb support) ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกันครั้งที่สอง (second double limb support) และช่วงที่เท้าข้างขวาสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียว (right single limb support) อยู่ที่ 12.78 ± 1.5 , 37.27 ± 1.51 , 12.89 ± 1.64 และ 37.06 ± 1.85 ตามลำดับ ส่วนในเพศหญิงนั้น มีค่าเป็น 13.46 ± 1.24 , 36.49 ± 1.54 , 13.78 ± 1.65 และ 36.26 ± 1.62 ตามลำดับ ดังแสดงในภาพประกอบ 4-6 ซึ่งทั้ง 2 ช่วงของการลงแรงกดเท้าในช่วงที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกัน (double limb support) ทั้งสองครั้งนั้น มีความสมมาตรกัน และร้อยละของระยะเวลาที่ใช้ในช่วงของขาแตะพื้นข้างเดียว (single limb support) ระหว่างขาข้างซ้ายและข้างขวา ไม่มีความแตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

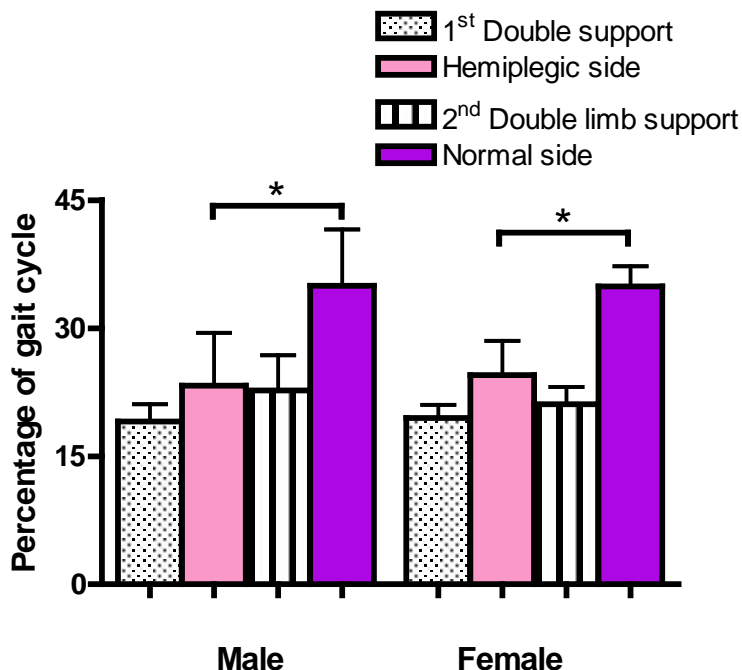


ภาพประกอบ 4-6 แสดงการเปรียบเทียบร้อยละของเวลาที่ใช้ในวงจรการเดินของคนปกติ

4.2.7 ร้อยละของเวลาที่ใช้ในวงจรการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

จากการศึกษาช่วงของวงจรการเดินเมื่อคิดเป็นร้อยละของวงจรการเดิน ในกลุ่มผู้ป่วยแล้วนั้น พบว่า ในเพศชายมีการลงน้ำหนักในช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกันครั้งแรก (first double limb support) ช่วงที่เท้าข้างอัมพาตสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียว (single limb support on the hemiplegic side) ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกันครั้งที่สอง (second double limb support) และช่วงที่เท้าข้างปกติสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียว (single limb support on the non-hemiplegic side) อยู่ที่ 19.08 ± 2.03 , 23.25 ± 6.21 , 22.70 ± 4.15 และ 34.96 ± 6.61 และในเพศหญิงนั้น มีค่าเป็น 19.96 ± 3.14 , 32.07 ± 4.34 , 21.03 ± 0.3 และ 26.94 ± 6.57 ตามลำดับ

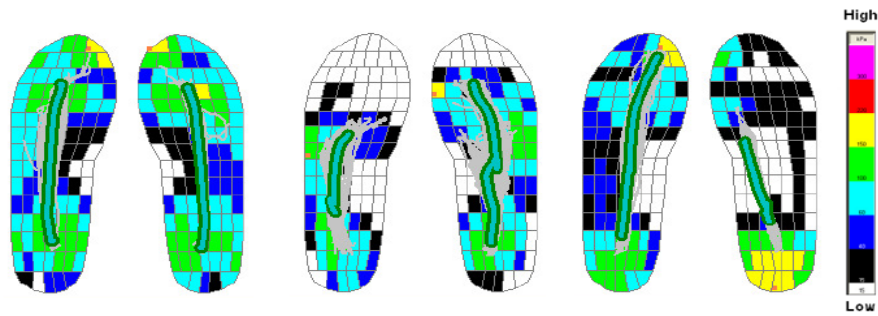
จากการศึกษานี้ พบว่าร้อยละของช่วงเวลาที่ใช้ระหว่างช่วงที่เท้าข้างอัมพาตสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียว (single limb support on the hemiplegic side) มีค่าสูงกว่าร้อยละของช่วงเวลาที่ใช้ระหว่างช่วงที่เท้าข้างปกติสัมผัสพื้นเพียงข้างเดียว (single limb support on the non-hemiplegic side) โดยมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ทั้งในเพศชายและเพศหญิง ดังแสดงในภาพประกอบ 4-7



ภาพประกอบ 4-7 แสดงการเปรียบเทียบร้อยละของเวลาที่ใช้ในวงจรการเดินของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยที่ * แสดงความมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$)

4.2.8 แนวการเดิน (Gait line)

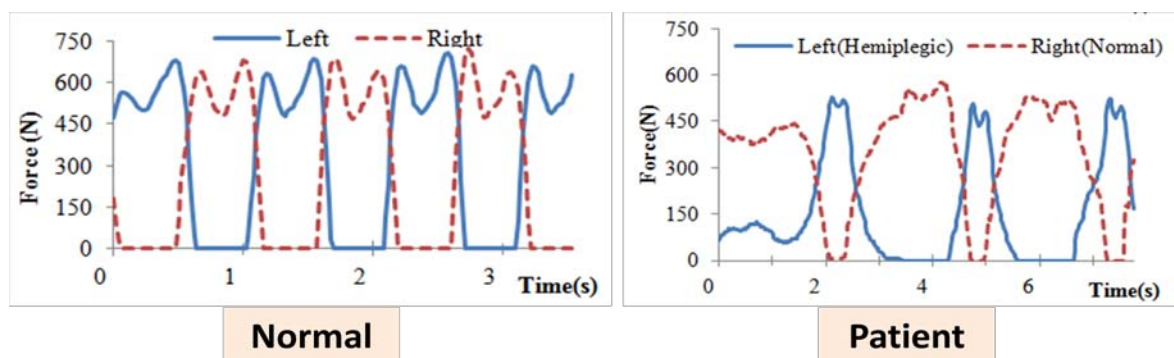
แนวการเดินเป็นแนวรอยต่อ (pathway) ของจุดศูนย์กลางของแรงกดเท้า (center of pressure: CoP) ที่เกิดในขณะเดินสำหรับการพิจารณาแนวแรงกดเท้าในแนวตั้ง (vertical force) นั้นพบว่าในคนปกติ แนวของ gait line ที่เกิดขึ้นมีตั้งแต่บริเวณส้นเท้าไปยังบริเวณปลายเท้าตามลักษณะของวงจรการเดิน (gait cycle) ดังแสดงในภาพประกอบ 4-8 (ซ้าย) และการเดินจะมีความสมมาตรกันในเท้าทั้งสองข้าง แต่เมื่อพิจารณาแนวการเดินในผู้ป่วยรายแรก (กลาง) พบว่าขาข้างซ้ายที่เป็นอัมพาตนั้น มีการลงแรงไม่เต็มฝ่าเท้า และจะไม่มีการกระจายแรงกดเท้าไปยังบริเวณปลายเท้ามากนัก ส่วนผู้ป่วยรายที่สองดังภาพประกอบ 4-8 (ขวา) นั้น ความยาวของ gait line ในขาข้างขวาที่เป็นอัมพาตจะสั้นกว่าเท้าข้างปกติ และพบว่าไม่มีความสมมาตรของแนวแรงในด้านปกติและด้านอัมพาตของผู้ป่วยทั้งสองราย



ภาพประกอบ 4-8 แสดงแนวการเดิน (gait line) ในคนปกติ (ซ้าย) และผู้ป่วย (กลางและขวา)

4.2.9 ความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดเท้าและเวลา (Force-Time relationship)

ความสัมพันธ์ของแรงกดเท้าต่อระยะเวลาที่ใช้ของการเดินนั้น พบว่าในคนปกติ ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงที่เท้าสัมผัสพื้น (stance phase) และช่วงที่เท้าข้างนั้นยกออกจากพื้น (swing phase) ของขาทั้งสองข้าง มีความสอดคล้องกัน อีกทั้งขนาดของแรงกดเท้าที่ลงทั้งสองข้างในขณะที่เดินมีความสมมาตรกัน ในขณะที่กลุ่มผู้ป่วยนั้น ระยะเวลาของการลงน้ำหนักของขาแต่ละข้างนั้น ไม่มีความสมมาตรกัน โดยขาข้างที่เป็นอัมพาตจะใช้ระยะเวลาในการลงแรง (stance phase) สั้นกว่าขาข้างปกติมาก และในขาข้างที่เป็นอัมพาต จะมีขนาดของแรงกดเท้าน้อยกว่าขาข้างปกติด้วย ดังแสดงในภาพประกอบ 4-9

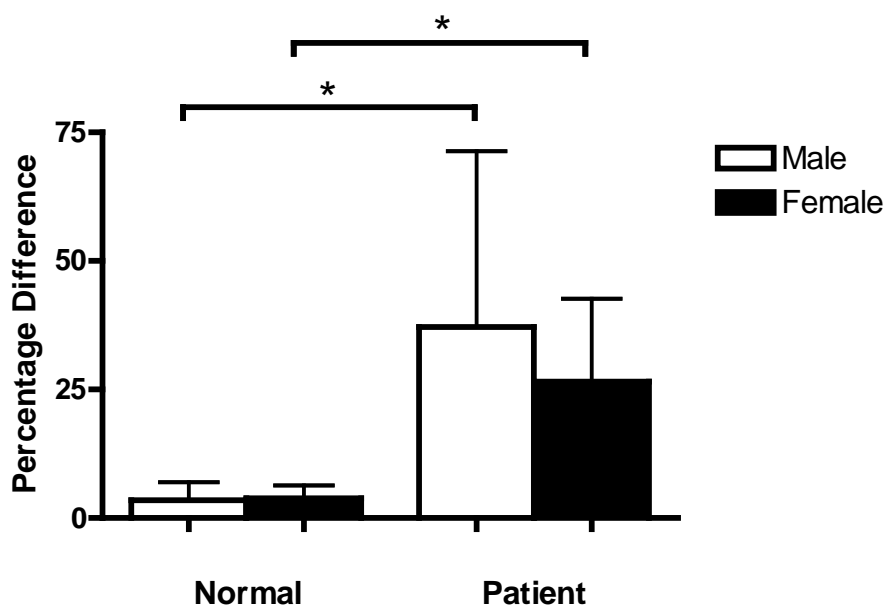


ภาพประกอบ 4-9 แสดงความสัมพันธ์ของขนาดแรงกดเท้าต่อระยะเวลาที่ใช้

4.2.10 พื้นที่ใต้กราฟของความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดเท้าและเวลา (Area under curve of Force-Time relationship)

ร้อยละความแตกต่างของพื้นที่ใต้กราฟของความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดเท้าที่กระทำในช่วงระยะเวลาที่ใช้ใน stance phase ของการเดินพบว่า ร้อยละความแตกต่างของขนาด

พื้นที่ใต้กราฟของเพศชาย ในคนปกติเป็น 3.49 ± 3.49 และเป็น 37.15 ± 34.17 ในผู้ป่วย ส่วนในเพศหญิง พบว่ามีร้อยละความแตกต่างเป็น 3.85 ± 2.52 และ 26.56 ± 16.12 ในคนปกติและผู้ป่วยตามลำดับ ซึ่งมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างกลุ่มคนปกติและผู้ป่วย ($p < 0.05$) แต่ไม่พบความแตกต่างระหว่างเพศชายและเพศหญิงในกลุ่มเดียวกัน ดังภาพประกอบ 4-10



ภาพประกอบ 4-10 แสดงร้อยละความแตกต่างของพื้นที่ใต้กราฟ โดยที่ * แสดงความมีนัยสำคัญ ($p < 0.05$)

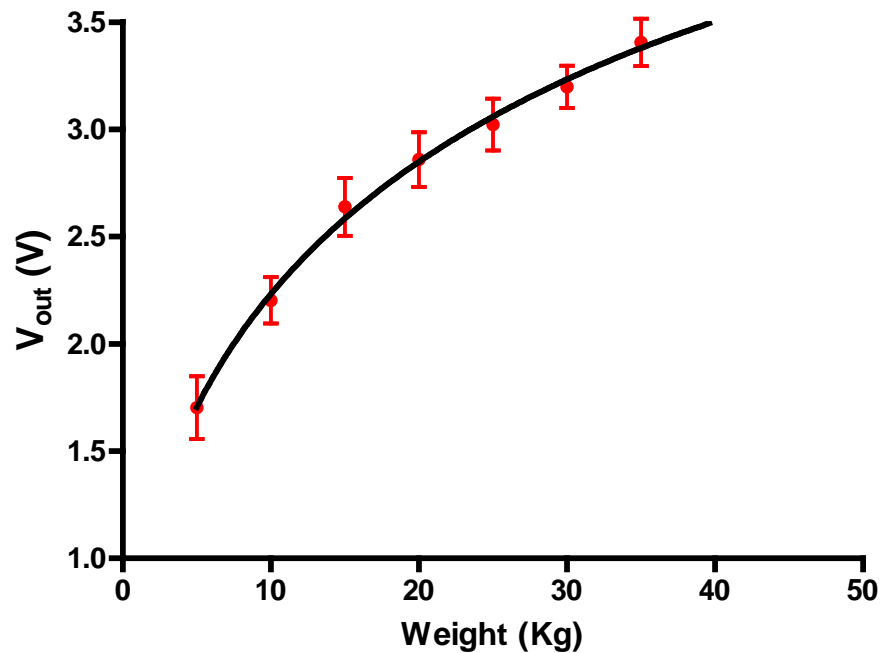
4.3 การศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่

หลังจากที่ได้มีการศึกษาในการศึกษาความแตกต่างของแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกแล้วนั้น จึงได้นำค่าที่ได้จากการทดลอง มาใช้เป็นเกณฑ์ในการศึกษาเพื่อออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบในการวัดแรงกดเท้า

4.3.1 การทดสอบหาความเที่ยง (Reliability) ของตัวตรวจวัด

จากการทดสอบโดยให้นำน้ำหนักมาตรฐานค่าต่างๆ ลงบนตัวตรวจวัดแต่ละตัวผ่านทางแผ่นรองรองเท้าที่ใช้ในเครื่องมือต้นแบบนี้ โดยทำการทดสอบกับตัวตรวจวัดทั้ง 6 ตัว พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันไฟฟ้า (voltage output) ที่ตัวตรวจวัดทำการแสดงค่าและขนาด

น้ำหนักที่ให้ผ่านทางตัวตรวจวัด มีความสัมพันธ์แบบไม่เป็นเส้นตรง (non-linearity) ดังแสดงในภาพประกอบ 4-11



ภาพประกอบ 4-11 แสดงผลของการทดสอบหาความเที่ยง (reliability) ของตัวตรวจวัด

4.3.2 ลักษณะของแผ่นรองรองเท้าของเครื่องมือต้นแบบสำหรับการวัดแรงกดเท้า

จากที่ได้กล่าวไปแล้วถึงตัวตรวจวัดที่ใช้และตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการติดตั้งตัวตรวจวัด นั่นคือ จะมีการใช้ตัวตรวจวัดทั้งหมด 6 ตัว โดยจะติดตามตำแหน่งทางกายวิภาค (anatomical site) ซึ่งเป็นบริเวณที่มีการรับแรงกดเท้ามากในขณะเดิน ช้างละ 3 ตัว อยู่ที่บริเวณที่ได้บริเวณส้นเท้า (heel) 2 ตัว และได้กระดูกฝ่าเท้าที่ 3 (3rd metatarsal bone) 1 ตัว ดังภาพประกอบ 4-12 และจะมีสายไฟต่อออกมาเพื่อรับค่าจากตัวตรวจวัด เพื่อส่งค่าที่ได้ไปยังกล่องควบคุม (controller box) ต่อไปเพื่อประมวลและวิเคราะห์ผลจากการตรวจวัด



ภาพประกอบ 4-12 แสดงลักษณะของแผ่นรองรองเท้าที่ใช้ในเครื่องมือต้นแบบ

4.3.3 กล่องควบคุมการทำงานและแสดงผล (controller box)

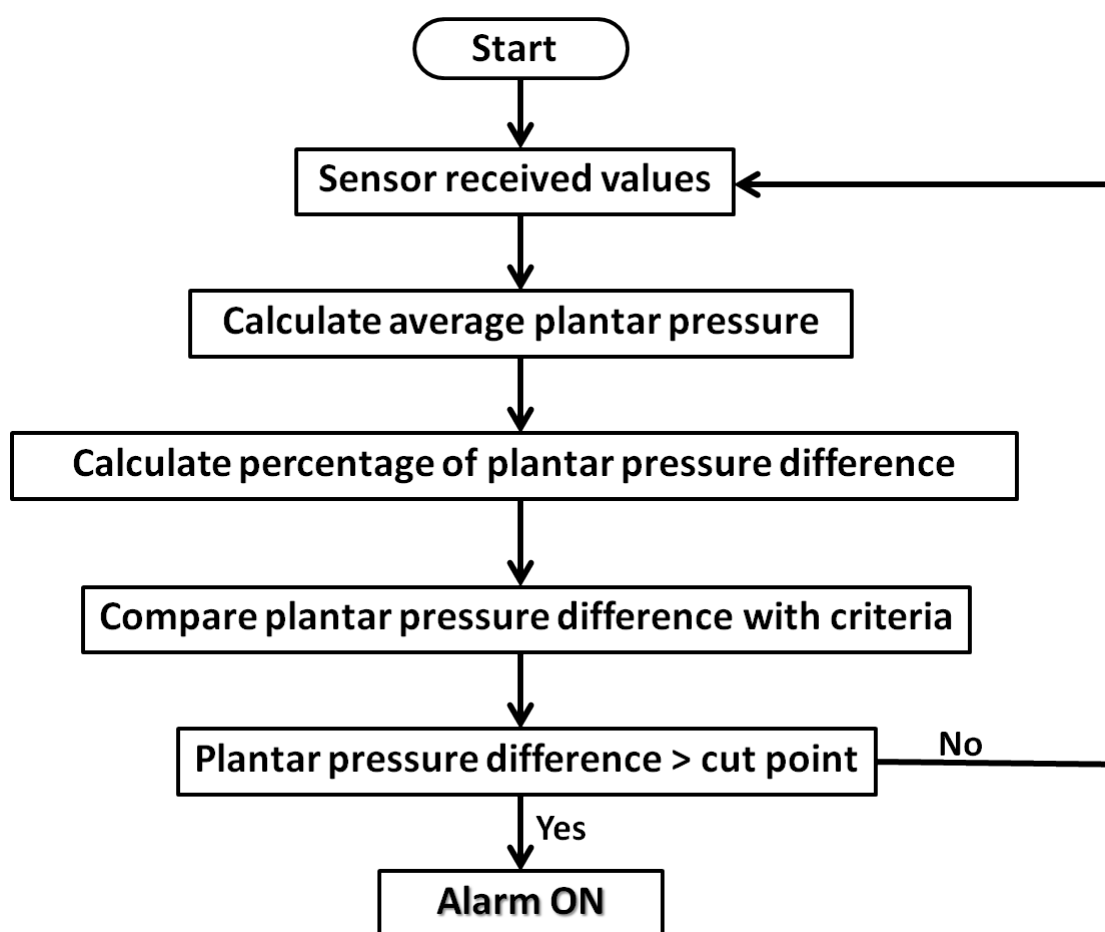
เมื่อตัวตรวจวัดสามารถตรวจวัดค่าได้ในขณะเดินแล้วนั้น จะมีสายไฟเชื่อมต่อเพื่อส่งข้อมูลจากการตรวจวัดเข้าสู่กล่องควบคุมอีกครั้ง ดังแสดงในภาพประกอบ 4-13 ซึ่งภายในกล่องควบคุมนี้ ประกอบด้วยบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ รุ่น Arduino mega 1280 ทำหน้าที่เป็นชุดประมวลผลการทำงาน แล้วจากนั้นจะแสดงผล (output) เป็นรูปแบบของหลอดไฟและเสียงเตือน เพื่อเป็นการแสดงผลจากการตรวจวัดต่อผู้ป่วย



ภาพประกอบ 4-13 แสดงลักษณะของกล่องควบคุมการทำงาน (controller box)

หลักการการทำงานดังแสดงในภาพประกอบ 4-14 โดยเมื่อเริ่มการทำงาน ตัวตรวจวัดจะทำการวัดค่าแรงกดเท้าที่เกิดขึ้น โดยจะประเมินเพื่อหาค่าที่มากที่สุดของค่าแรงกดเท้าที่

ตัวตรวจแต่ละตัววัดได้ จากนั้นนำมาคิดเป็นค่าเฉลี่ยของแรงกดเท้าแต่ละข้าง แล้วคำนวณร้อยละ ความแตกต่างของแรงกดเท้าทั้งสองข้าง (percentage of plantar pressure difference: PPD) จึงนำค่า PPD ที่ได้ไปเปรียบเทียบกับเกณฑ์ที่ตั้งไว้ ซึ่งเป็นค่าร้อยละความแตกต่างของคนปกติที่ได้มาจาก Pedar system[®] หากค่า PPD ที่คำนวณได้ มีค่ามากกว่าเกณฑ์ที่ตั้งไว้ เครื่องต้นแบบจะแสดงผล โดย หลอดไฟสว่างและมีเสียงเตือน เพื่อให้ผู้ป่วยรับรู้ถึงลักษณะการลงน้ำหนักของตน



ภาพประกอบ 4-14 แสดงการทำงานของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับชนิดใหม่

4.3.4 การประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบในการวัดแรงกดเท้าและแสดงผลแบบ ป้อนกลับต่อผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกอย่างง่าย

เมื่อนำแผ่นรองรองเท้าที่ออกแบบมาเชื่อมต่อเข้าสู่กล่องควบคุม (controller box) ซึ่งมีตัวควบคุมและประเมินผลอยู่ภายในไปใช้งานจริงกับผู้ป่วย จะได้ลักษณะของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ ดังแสดงในภาพประกอบ 4-15



ภาพประกอบ 4-15 แสดงลักษณะของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่
ขณะมีการใช้งานจริง (ด้านหน้า)

4.3.5 ประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่

เมื่อมีการนำเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ นี้ไปใช้งานจริงในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจำนวน 2 ราย พบว่าเครื่องต้นแบบนี้สามารถวัดแรงกดเท้าและแสดงผลป้อนกลับข้อมูลในรูปแบบของหลอดไฟ LED และเสียงได้จริง โดยเครื่องจะทำการวัดค่าของแรงกดเท้าขณะเดิน ประเมินผล โดยทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของแรงกดเท้าที่ตรวจวัดได้ของเท้าแต่ละข้าง แล้วทำการเอาค่าเฉลี่ยที่ได้ของแต่ละข้างมาคิดเปรียบเทียบเป็นค่าร้อยละความแตกต่าง หากค่าความแตกต่างที่ได้มีค่าเกินกว่าค่าเกณฑ์ของความแตกต่างในคนปกติแล้ว เครื่องต้นแบบก็จะทำการส่งผลการวิเคราะห์ (output) เป็นการแจ้งเตือนออกมาในรูปแบบของหลอดไฟสว่างและเสียงเตือน ดังภาพประกอบ 4-16



ภาพประกอบ 4-16 แสดงการทำงานของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ ขณะใช้งานจริง (ด้านหลัง)

4.3.6 การประเมินความพึงพอใจของผู้ป่วย

หลังจากการทดลองประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบนั้น อาสาสมัครซึ่งเป็นผู้ป่วย อัมพาตครึ่งซีกเพศชาย 1 คน และเพศหญิง 1 คนทำแบบสอบถามเพื่อประเมินความพึงพอใจของ เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ พบว่า ผู้ป่วยรายแรกเป็นเพศชาย อายุ 48 ปี ซึ่งมีอาการอัมพาตครึ่งซีกในข้างซ้ายที่เกิดจากเส้นเลือดในสมองตีบ ทำให้เกิดโรคหลอดเลือด สมองขึ้น ซึ่งหลังจากการรักษาโรคหลอดเลือดสมองแล้วพบอาการอัมพาตครึ่งซีกหลงเหลืออยู่ มี ระยะเวลาการดำเนินของโรคประมาณ 1 ปี โดยได้เข้ารับการบำบัดโดยการกายภาพบำบัดที่ โรงพยาบาลสงขลานครินทร์มาโดยตลอด พบว่าผู้ป่วยมีความพึงพอใจกับเครื่องต้นแบบของแผ่น รองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ เนื่องจากรู้สึกเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ ชนิดใหม่ นี้ สามารถช่วยในการประเมินการลงแรงกดเท้าและสามารถช่วยเพื่อการพัฒนาการฝึก เดินให้มีพัฒนาการที่ดีขึ้นเรื่อยๆ ได้ เมื่อสวมใส่และฝึกเดิน โดยใช้แผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ แล้ว ผู้ป่วยมีความรู้สึกสบายและกระชับบริเวณฝ่าเท้าในขณะที่เดิน และรู้สึกเบาขณะยกเท้าในการ ก้าวเดิน สะดวกในการสวมใส่ ส่วนของการแสดงผลการป้อนกลับนั้น สามารถแสดงผลโดยการ ใช้ เสียงได้อย่างชัดเจนทำให้รับรู้ถึงการลงแรงกดเท้าของตนเองได้ในขณะเดิน ใช้งานได้ง่าย แต่ขนาด ของกล่องควบคุมนั้นควรจะมียุทธศาสตร์กะทัดรัดกว่านี้ เพื่อความสะดวกในการพกพาในขณะที่เดิน

ส่วนในผู้ป่วยกรณีที่สองนั้นเป็นเพศหญิง อายุ 53 ปี ได้รับอาการบาดเจ็บทาง สมองโดยมีเส้นเลือดในสมองตีบทำให้เกิดเป็นโรคหลอดเลือดสมองเมื่อ 10 เดือนก่อน ทำให้มี อาการอัมพาตครึ่งซีกข้างซ้าย หลังจากที่ได้ทดลองใช้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบ ป้อนกลับชนิดใหม่ แล้วพบว่าผู้ป่วยมีความพึงพอใจกับเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบ ป้อนกลับชนิดใหม่ สามารถนำไปใช้ได้เองที่บ้าน ทำให้สามารถบ่งบอกถึงลักษณะการลงแรงกด เท้าในขณะที่เดินได้ ใส่แล้วรู้สึกสบาย แต่ไม่มีความมั่นคงในการเดินมากนัก เพราะตัวเครื่องไม่ได้มี ระบบหรือตัวช่วยใดที่จะช่วยป้องกันการล้มได้ เพราะผู้ป่วยรายนี้ยังไม่ค่อยมีความมั่นใจในการก้าว เดินมากนัก การป้อนกลับโดยการแจ้งเตือนโดยใช้เสียงนั้น ถ้าไม่มีการแจ้งให้รู้ก่อนอาจเกิดการ ตกใจต่อเสียงที่เกิดขึ้นได้และควรปรับปรุงขนาดของกล่องควบคุมให้มีขนาดเล็กลง

บทที่ 5

สรุปผลและวิจารณ์ผลการทดลอง

5.1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่างในการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

จากประชากรทั้งหมดที่ใช้ในการศึกษาค้างนี้ ได้แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ กลุ่มคนปกติ และผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนั้น มักจะพบในกลุ่มผู้สูงอายุ นั่นคือ เมื่อประชากรมีอายุมากขึ้น จะพบอัตราการเกิดโรคหลอดเลือดสมองสูงขึ้น และจะพบได้ในเพศชายมากกว่าเพศหญิง ซึ่งตรงตามข้อมูลทางระบาดวิทยาของโรคนี้ [1, 22]

5.2 การศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ผลของการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดิน ทั้งในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกสามารถอภิปรายและวิเคราะห์ผลการศึกษาค้างนี้

อาการอัมพาตครึ่งซีกที่มีสาเหตุจากหลอดเลือดภายในสมองตีบหรือแตก ส่งผลให้เกิดการทำลายของสมองในบางส่วน อาการผิดปกติที่เกิดขึ้นจึงขึ้นอยู่กับบริเวณของสมองที่ได้รับผลกระทบ ความผิดปกติของการทรงตัว (postural balance) นั้นพบได้บ่อยในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก จากการศึกษาที่พบว่าผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกมีลักษณะการกระจายแรงกดเท้าที่ผิดปกติแตกต่างไปจากคนปกติ โดยการกระจายแรงกดเท้าขณะเดินในคนปกตินั้น พบว่ามีลักษณะของการกระจายแรงกดเท้าเป็นไปตามลักษณะของการเดินในวงจรการเดิน (Gait analysis) โดยจะมีการกระจายแรงกดเท้าตั้งแต่บริเวณส้นเท้า (heel) ในช่วง Initial contact จากนั้นจะเริ่มกระจายไปบริเวณเท้าส่วนหน้า (forefoot) มากขึ้นจนเต็มฝ่าเท้าในระยยะ Mid stance ซึ่งเป็นระยะที่ลำตัวเริ่มเคลื่อนไหวยมาด้านหน้ามากขึ้น ส้นเท้าเริ่มพ้นพื้น เหลือแรงกดเท้าเฉพาะบริเวณเท้าส่วนหน้าสำหรับระยะ Terminal stance และมีเฉพาะแรงกดเท้าบริเวณปลายเท้า ในระยะ Pre-swing จากนั้นจะเข้าสู่ระยะ Swing phase แต่ในกรณีของผู้ป่วยนั้น จากกรณีตัวอย่าง ผู้ป่วยรายแรกพบความผิดปกติในลักษณะที่แรงกดเท้าของในบริเวณนิ้วเท้าและปลายเท้าหายไป (lateral weight bearing in plantar area with toes absent) ผู้ป่วยรายนี้มีการลงแรงกดเท้าน้อยและการกระจายแรงกดเท้าแตกต่างออกไปจากคนปกติ มีการกระจายแรงกดเท้าในเท้าส่วนหน้า (forefoot) น้อยมาก เมื่อเปรียบเทียบกับข้างปกติ ส่วนในผู้ป่วยรายที่สองนั้น มีการกระจายแรงกดเท้าในบริเวณปลายเท้า (forefoot weight bearing) แม้แต่ในช่วงแรกของวงจรการเดิน (Initial contact) ซึ่งไม่ควรจะพบแรงกดเท้าในบริเวณนั้นเลย ลักษณะการ

กระจายแรงกดเท้าที่พบในผู้ป่วยทั้งสองรายนี้ จัดเป็นความผิดปกติของรยางค์ล่างของร่างกาย (lower extremity disorder) ที่เกิดจากการได้รับอุบัติเหตุทางสมอง จึงทำให้การควบคุมในส่วนนั้นผิดปกติไป

ความแตกต่างของแรงกดเท้าเมื่อคิดเทียบเป็นร้อยละ พบว่า ในผู้ป่วยนั้นมีการลงแรงกดเท้าในขาข้างปกติและขาข้างอัมพาตแตกต่างกันมาก ทั้งนี้เนื่องจากเมื่อการทำงานของสมองที่ควบคุมเกี่ยวกับการทรงตัวสูญเสียไปทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่มีความมั่นคงในการทรงตัวในขณะที่เดิน ทำให้มีการลงน้ำหนักในขาข้างอัมพาตน้อยลง ความรู้สึกกลัวการล้มของผู้ป่วยเป็นอีกปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อการลงแรงกดเท้าของผู้ป่วย เมื่อผู้ป่วยรู้สึกไม่มั่นคง รู้สึกกลัวที่จะก้าวและลงแรงในขาข้างอัมพาต[29] ทำให้ขนาดของแรงกดเท้า ช่วงระยะเวลาในการลงน้ำหนักขาข้างนั้นลดลงไปด้วย นอกจากนี้ ความผิดปกติของกล้ามเนื้อหรือการรับรู้ความรู้สึกผิดปกติไปยังมีผลต่อการที่ผู้ป่วยเอนตัวลงน้ำหนักทางร่างกายปกติมากกว่าด้านอัมพาต[35] ดังผลการทดลองที่ได้กล่าวมาแล้ว ผู้ป่วยมีการลงแรงในขาข้างอัมพาตน้อยลง และช่วงระยะเวลาที่ขาข้างอัมพาตลงแรงข้างเดียว (single limb support on hemiplegic side) จะสั้นลงกว่าขาข้างปกติอย่างชัดเจน และเมื่อคิดเป็นร้อยละของการลงน้ำหนักในแต่ละช่วงของวงจรการเดินของผู้ป่วยนั้น มีช่วงที่เท้าทั้งสองข้างสัมผัสพื้นพร้อมกัน (double limb support) นานขึ้น ในขณะที่ช่วงของการลงน้ำหนักที่ขาข้างอัมพาตข้างเดียวมีช่วงสั้นกว่าการลงน้ำหนักบนขาข้างปกติข้างเดียว[36] ส่งผลให้พื้นที่ใต้กราฟของกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดเท้าและเวลาที่ใช้ในขณะเดินในผู้ป่วยมีความแตกต่างกว่าในคนปกติมาก เนื่องจากแรงกดเท้าของขาข้างอัมพาตลงแรงน้อยลงและช่วงระยะเวลาของช่วงการลงน้ำหนักบนขาข้างเดียวในขาข้างอัมพาตสั้นลงไปด้วย

นอกจากนี้ เมื่อพิจารณาแนวการเดิน (Gait line) ซึ่งเป็นแนวของจุดศูนย์กลางของแรงดัน (center of pressure) ซึ่งเป็นตำแหน่งศูนย์กลางของการลงน้ำหนักแต่ละครั้งในขณะที่เดิน ในคนปกติแนวการเดินของเท้าทั้งสองข้างจะมีลักษณะและความยาวที่สมมาตรกัน แต่ในกรณีของผู้ป่วย เมื่อการกระจายแรงกดเท้าผิดปกติไป มีลักษณะการลงแรงแบบไม่เต็มเท้า เช่น มีการกระจายแรงกดเท้าไปยังส่วนปลายน้อย ทำให้ความยาวของแนวการเดินในขาข้างอัมพาตนั้นมีขนาดสั้นกว่าขาข้างปกติ มุมของเส้นแตกต่างไปจากขาข้างปกติ ทั้งนี้อาจเกิดจากการเคลื่อนไหวเพื่อชดเชยการขาดสมดุลของขาข้างอัมพาต ซึ่งอาจเป็นผลมาจากการเกิดการเกร็งของกลุ่มกล้ามเนื้อที่ทำงาน ลักษณะการเดินที่ไม่มีการงอข้อเท้าของผู้ป่วย ทำให้ลักษณะเมื่อเท้าสัมผัสพื้นมีรูปแบบผิดปกติไป[37] ซึ่งแสดงความสมมาตรของรูปแบบการลงน้ำหนักทั้งหมด นอกจากนี้ ลักษณะที่ผู้ป่วยมีลักษณะของการลงน้ำหนักที่ผิดปกติไป การสูญเสียของเส้นประสาทที่ควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อเท้า ทำ

ให้เกิดเท้าผิดปกติ (foot deformities) ที่เรียกว่า Claw toes deformities ซึ่งเป็นความผิดปกติที่เกิดจากการผิดสมดุลของแรงดึงในกล้ามเนื้อเท้า ทำให้ผู้ป่วยมีการจิกปลายเท้าในขณะที่เดิน

5.3 การศึกษา ออกแบบ และประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับชนิดใหม่

จากการวิเคราะห์ผลจากการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับชนิดใหม่ ได้ผลจากการศึกษาเบื้องต้น ดังต่อไปนี้

ในการออกแบบเครื่องมือต้นแบบในการวัดแรงกดเท้าในขณะเดิน ได้นำหลักการของ Motor relearning มาใช้ โดยได้มีตัวตรวจวัดแรงกดเท้าในขณะเดิน และมีการแสดงผลของการวัดแรงกดเท้าจากการเดินในแต่ละรอบของผู้ป่วยว่ามีพัฒนาการในการเดินอย่างไร โดยการป้องกันกลับของเครื่องมือต้นแบบนั้น จะส่งออกมาในรูปแบบของหลอดไฟและเสียงเตือน เมื่อถูกรอบของการเดินที่ตรวจวัดแรงกดเท้าแล้ว ก็จะมีการคำนวณค่าความแตกต่างของขาทั้งสองข้างและคิดให้อยู่ในรูปแบบร้อยละ จากนั้นหากค่าที่ได้จากการคำนวณมีค่ามากกว่าค่าที่ใช้เป็นเกณฑ์ จะแสดงถึงความแตกต่างของการลงแรงกดเท้าเกินค่าที่ยอมรับได้เกิดขึ้น โดยทั่วไปผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจะลงแรงกดเท้าด้านปกติมากกว่าด้านอัมพาต โดยค่าที่ใช้เป็นเกณฑ์ (cut point) ของการศึกษานี้ที่ใช้เป็นเงื่อนไขในการป้องกันกลับของเครื่องต้นแบบนั้น เดิมจะใช้ค่าที่ได้จากการตรวจวัดโดยใช้ Pedar system[®] อยู่ที่ 10% ซึ่งเมื่อทำการทดลองนั้น เราไม่สามารถนำค่าที่ได้ไปเป็นเกณฑ์ได้ เนื่องจากความละเอียดในการตรวจวัดและประสิทธิภาพของตัวตรวจวัดที่ใช้ต่างกัน จำนวนของตัวตรวจวัดที่ใช้ในการศึกษานี้มีเพียง 3 จุดเท่านั้น ดังนั้นจะมีแรงกดเท้าบางส่วนที่หายไป ไม่ครอบคลุมแรงกดเท้าทั้งหมดของฝ่าเท้า ซึ่งหากตำแหน่งในการตรวจวัดไม่ครอบคลุมถึงบริเวณที่มีการลงแรงกดเท้าสูงทั้ง 2 ข้างบางกรณีที่มีรูปแบบการเดินผิดปกติไป ชนิดของรองเท้าไม่เหมาะสม ตำแหน่งของการติดตัวตรวจวัดไม่ตรงกับบริเวณที่มีการลงแรงกดเท้าสูง หรือโครงสร้างของเท้ามีความผิดปกติ (foot deformity)[38] ทำให้ลักษณะหรือบริเวณที่ลงแรงกดเท้าแตกต่างออกไป อาจทำให้ค่าของแรงกดเท้าที่ตรวจวัดได้น้อยกว่าอีกข้างมาก ส่งผลให้มีการวิเคราะห์และประเมินที่ผิดพลาดได้ ดังนั้นจึงมีการปรับใช้ค่าเกณฑ์ใหม่อยู่ที่ 20% ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการประเมินการลงแรงกดเท้าโดยใช้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าในคนปกติ เพื่อให้การทำงานของเครื่องต้นแบบทำงานได้ถูกต้องและเหมาะสมยิ่งขึ้นเมื่อนำไปใช้งานกับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

อัลกอริทึมที่ใช้ในการศึกษานี้มีใช้งานง่าย ไม่ซับซ้อน เมื่อนำไปใช้งานจริงสามารถปรับเปลี่ยนค่าที่ใช้เป็นเกณฑ์ (cut point) ในการป้องกันกลับของเครื่องต้นแบบ เพื่อให้มีความเหมาะสมสำหรับความแตกต่างจากความรุนแรงของโรคของผู้ป่วยแต่ละรายได้ หากมีการนำไป

พัฒนาต่อนั้น อัลกอริทึมและชุดคำสั่งของเครื่องต้นแบบนี้ไม่มีความซับซ้อน ทำความเข้าใจชุดคำสั่งได้ง่าย และสามารถนำไปดัดแปลงเพื่อการพัฒนาให้เหมาะสมได้อีกด้วย

จากการประเมินความพึงพอใจของผู้ป่วยจำนวน 2 รายที่ได้ทดลองใช้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ นั้น พบว่าผู้ป่วยมีความพึงพอใจต่อการแสดงผลแบบป้อนกลับเนื่องจากมีความชัดเจน รับรู้ได้ง่าย ส่วนในแง่ของความปลอดภัยของผู้ป่วยนั้น หากนำไปใช้กับผู้ป่วยในระยะที่ยังไม่มีความมั่นใจในการก้าว กล้ามเนื้อยังไม่มีความแข็งแรงมากนัก อาจจะต้องได้รับการดูแลอย่างใกล้ชิดในขณะที่ฝึกเดิน นอกจากนี้ผู้ป่วยอาจจำเป็นต้องใช้ไม้เท้าเพื่อป้องกันการล้มในเบื้องต้นด้วย

เครื่องมือที่สามารถใช้ในการฝึกการเดินและการทรงตัวในปัจจุบัน เช่น เครื่องวิเคราะห์การเดินและการเคลื่อนไหว (Vicon Gait Analysis) เครื่องฝึกการทรงตัว (Balance training) หรือการนำเทคนิคหุ่นยนต์ที่ใช้ในการฝึกเดิน (Robotic training) นั้น มีราคาสูงมาก การตรวจวัดในแต่ละครั้งจึงจำเป็นต้องมีการใช้งานเฉพาะในห้องปฏิบัติการและมีผู้เชี่ยวชาญทำการควบคุมการใช้งาน ค่าใช้จ่ายของการรับบริการมีราคาสูง หากผู้ป่วยจำเป็นต้องเดินทางมารับบริการด้านกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลอยู่แล้วนั้นอาจจะไม่มีประโยชน์ใดๆ ในการใช้เครื่องต้นแบบนี้ แต่หากมีการนำไปประยุกต์ใช้ในการฝึกเดินที่บ้าน ดังที่ได้ประดิษฐ์เป็นเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ ซึ่งสามารถตรวจวัดแรงกดเท้าที่เกิดขึ้นเพื่อใช้ในการประเมินพฤติกรรมเดินในเบื้องต้นของผู้ป่วยได้ เนื่องจากเครื่องต้นแบบนี้สามารถตรวจวัดแรงกดเท้าที่เกิดขึ้นขณะเดิน และทำการคำนวณร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าเพื่อป้อนกลับเป็นการเตือนในรูปแบบของเสียง และหลอดไฟ จึงสามารถนำไปใช้ในการฝึกเดินเพื่อให้ผู้ป่วยรับรู้ถึงพัฒนาการในการลงแรงกดเท้าข้างที่เป็นอัมพาตของตนเอง ซึ่งเครื่องต้นแบบนี้ทำให้ผู้ป่วยสามารถฝึกได้บ่อยตามที่ตนเองต้องการ หากผู้ป่วยมีความถี่ของการฝึกเพิ่มขึ้น จะส่งผลให้กล้ามเนื้อ และประสิทธิภาพในการเคลื่อนไหวเพื่อช่วยเหลือตนเองของผู้ป่วยมากขึ้นตามไปด้วย นอกจากนี้ยังสามารถช่วยลดจำนวนครั้งของการมารับบริการเพื่อติดตามผลการรักษา ลดภาระของนักกายภาพบำบัดที่มีจำนวนไม่เพียงพอ ลดค่าใช้จ่ายของผู้ป่วยทั้งในแง่ของค่าบริการและค่าเดินทางต่างๆ อีกด้วย

5.4 ข้อจำกัดของการศึกษานี้

ในการศึกษาแรงกดเท้าขณะเดินของคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกนั้น ไม่ได้มีการตรวจลักษณะเท้าของกลุ่มตัวอย่างทั้งในคนปกติและผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก เนื่องจากการลงแรงกดเท้าหรือลักษณะการกระจายแรงกดเท้าอาจมีความผิดปกติ แตกต่างออกไปได้ ทั้งนี้อาจเป็น

เพราะโครงสร้างของเท้าที่ผิดปกติ ลักษณะการเดินที่ผิดปกติของผู้ป่วย หรือผู้ป่วยมีการลงแรงกดเท้าที่ผิดปกติจริงๆ

ในส่วนของการออกแบบและประดิษฐ์เครื่องมือต้นแบบในของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ นั้น อัลกอริทึมในการศึกษาครั้งนี้ทั้งหมดเหมาะสมกับการใช้ตัวตรวจวัดเพียง 3 ตัวเท่านั้น จำนวนของตัวตรวจวัด (sensor) ที่ใช้ในเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ ซึ่งใช้เพียงข้างละ 3 ตัว ซึ่งมีบริเวณตรวจวัด (sensing area) ขนาดเล็ก ดังนั้นหากตำแหน่งของการติดตัวตรวจวัดไม่ตรงกับบริเวณที่มีการลงน้ำหนักมากที่สุด อาจทำให้ค่าแรงกดเท้าที่วัดได้คลาดเคลื่อนไปด้วย เช่น ตำแหน่งของการติดตัวตรวจวัดไม่ตรงกับบริเวณที่มีการลงแรงกดเท้าสูง การเดินลงน้ำหนักผิดปกติในบางราย หรือโครงสร้างของเท้ามีความผิดปกติ (foot deformity)[38] อาจทำให้จุดที่มีการลงน้ำหนักมากเปลี่ยนแปลงไปจากปกติ หากเราติดตัวตรวจวัดในบริเวณนั้น อาจทำให้ค่าของแรงกดเท้าในขาข้างนั้นน้อย ส่งผลให้มีการวิเคราะห์และประเมินที่ผิดได้ ผลจากการตรวจวัดโดยใช้ชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar system[®]) สามารถนำไปใช้อ้างอิงถึงตำแหน่งหรือบริเวณที่มีการลงแรงกดเท้าสูง ทั้งตำแหน่งของสันและบริเวณกระดูกฝ่าเท้า (metatarsal) ได้ด้วย ซึ่งจะช่วยให้ติดตั้งตัวตรวจวัดได้ตำแหน่งถูกต้องเพื่อลดความผิดพลาดในการนำค่าที่ได้ไปวิเคราะห์และประเมินผลได้ถูกต้อง

5.5 ข้อเสนอแนะสำหรับงานในอนาคต

- ตัวตรวจวัด (sensor) ที่ใช้ ควรเปลี่ยนเป็นตัวที่มีขนาดใหญ่ ครอบคลุมบริเวณของฝ่าเท้าได้มากกว่านี้ โดยรูปแบบที่ใช้ อาจเป็นลักษณะเป็นแผ่น ติดบริเวณจุดที่ต้องการวัด จะมีบริเวณตรวจวัดที่น้อย เพราะตัวตรวจวัดที่มีขนาดเล็กนั้นมีบริเวณการตรวจวัด (sensing area) เล็กด้วย ทำให้ไม่สามารถรองรับแรงกดเท้าในบริเวณนั้นได้หมด และการติดเป็นจุดจะทำให้แรงกดเท้าในบางส่วนหายไป[38] ซึ่งจำเป็นต้องทดสอบเพื่อหาบริเวณที่มีการลงแรงกดเท้ามากในขณะที่เดิน แม้จะใช้ในคนปกติก็ตาม เพราะโครงสร้างและรูปแบบการเดินของแต่ละคนจะแตกต่างกัน ส่งผลให้มีการลงน้ำหนักที่แตกต่างกันออกไปด้วย นอกจากนี้ การเพิ่มจำนวนของตัวตรวจวัดจะส่งผลให้ต้องมีการพัฒนาอัลกอริทึมให้สามารถใช้งานกับจำนวนตัวตรวจวัดที่เพิ่มมากขึ้น
- ค่าที่ใช้เป็นเกณฑ์ (cut point) ของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ นั้น ควรเป็นค่าที่ได้จากการทดสอบความเที่ยงและวิเคราะห์ค่าของแรงกดเท้าเฉลี่ยจากตัวตรวจวัดที่ใช้จริง เพราะประสิทธิภาพ

- ของตัวตรวจวัดแต่ละตัวจะแตกต่างกัน ทั้งในแง่ของชนิดของตัวตรวจวัด เพราะชนิดของตัวตรวจวัดที่ต่างกันจะมีความแม่นยำในการวัด ขนาดของตัวตรวจวัด บริเวณการตรวจวัด (sensing area) และความไวในการตอบสนองที่แตกต่างกัน ซึ่งอาจทำให้ช่วงของค่าที่ตรวจวัดได้แตกต่างกันและคลาดเคลื่อนไป
- เกณฑ์ที่ใช้ในการแจ้งเตือนนั้น ควรจะทำในรูปแบบของช่วงของร้อยละความแตกต่าง โดยจะต้องให้ผู้ป่วยแต่ละรายเดินโดยใช้เครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ แล้วทำการเก็บค่าของร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยของผู้ป่วยแต่ละราย จากนั้นจะหาช่วงของเกณฑ์ที่ครอบคลุมค่าเฉลี่ยของผู้ป่วย เมื่อมีการเดินในแต่ละรอบหลังจากที่คิดเป็นค่าเฉลี่ยและนำไปเทียบกับค่าช่วงของความแตกต่างแล้ว หากค่าร้อยละความแตกต่างมีค่าลดลงกว่าเดิม นั่นคือผู้ป่วยมีพัฒนาการที่ดีขึ้น ก็จะมีรูปแบบของการแจ้งเตือนในลักษณะที่แตกต่างออกไป เช่น ใช้เสียงในรูปแบบที่แตกต่างกัน แต่หากค่าที่คำนวณได้เมื่อเปรียบเทียบแล้วมีค่ามากกว่าเดิม แสดงว่าพัฒนาการของผู้ป่วยไม่ดีขึ้น จะมีการแจ้งเตือนให้ผู้ป่วยทราบในลักษณะที่แตกต่างไปจากกรณีที่มีพัฒนาการที่ดีขึ้น เพื่อให้ผู้ป่วยมีความตั้งใจในการฝึกฝน ควรฝึกให้บ่อยครั้งขึ้น ซึ่งจะทำให้เกิดการพัฒนารื่องการลงน้ำหนักหรือแรงกดเท้าได้ดียิ่งขึ้น และผู้ป่วยจะให้เห็นพัฒนาการที่แตกต่างไปของตนเองอย่างชัดเจน ส่งผลให้ผู้ป่วยมีกำลังใจในการฝึกเดินเพิ่มขึ้น[39]
 - ขนาดของกล่องควบคุมนั้นควรมีขนาดเล็กลง และมีน้ำหนักเบากว่านี้
 - พัฒนาให้อยู่ในรูปแบบของการส่งข้อมูลจากตัวตรวจวัด เข้าสู่กล่องควบคุมแบบไร้สายจำนวนของผู้ป่วยที่ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่นั้น ควรจะเพิ่มให้มีขนาดของกลุ่มตัวอย่างที่ใหญ่ขึ้นเพื่อให้ได้ผลจากการทดลองใกล้เคียงกับการนำไปใช้งานจริงมากที่สุด
 - นำเครื่องต้นแบบของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับชนิดใหม่ไปทดลองใช้งานกับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่ต้องใช้อุปกรณ์ช่วย เช่น ไม้เท้าหรือเครื่องช่วยเดิน เพื่อการพัฒนาให้เครื่องต้นแบบมีประสิทธิภาพเพิ่มขึ้น

บรรณานุกรม

1. Louis R. Caplan. Caplan's stroke : a clinical approach. ed. t, editor. Philadelphia, Pa.: Butterworth-Heinemann; 2009.
2. James D. Geyer, Camilo R. Gomez. Stroke : a practical approach. ed. s, editor. Philadelphia, Pa.: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
3. Henry J. M. Barnett. Stroke : pathophysiology, diagnosis, and management. ed. r, editor. New York: Churchill Livingstone; 1998.
4. สุทัศน์ย์ วิวัฒน์ปฐพี. Foot Plate "Feedback Appartus for Hemiplegic Patients". วารสารกายภาพบำบัด. 2538;17(1):14-8.
5. สุทัศน์ย์ วิวัฒน์ปฐพี. การเรียนรู้ใหม่ทางประสาทยนต์ Motor Relearning. วารสารกายภาพบำบัด. 2542;21(2):167-74.
6. Murray E. Brandstater, John V. Basmajian. STROKE REHABILITATION. 1 ed. United States of America: Waverly Press, Inc.; 1987.
7. กิ่งแก้ว ปาจริย์. การฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง. 1, editor. กรุงเทพฯ: งานตำราวารสารและสิ่งพิมพ์ สถานเทคโนโลยีการศึกษาแพทยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล; 2547.
8. A. B. Putti, G. P. Arnold, L. Cochrane, R. J. Abboud. The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. Gait & Posture. 2007;25(3):401-5.
9. Z. Pataky, D. De León Rodriguez, L. Allet, A. Golay, M. Assal, J. P. Assal, et al. Biofeedback for foot offloading in diabetic patients with peripheral neuropathy. Diabetic Medicine. 2010;27(1):61-4.
10. A. K. Ramanathan, P. Kiran, G. P. Arnold, W. Wang, R. J. Abboud. Repeatability of the Pedar-X® in-shoe pressure measuring system. Foot and Ankle Surgery. 2010;16(2):70-3.
11. Stephen Urry. Plantar pressure-measurement sensors. Brisbane, Australia: Queensland University of Technology; 1999.
12. K. Kong, M. Tomizuka, editors. Estimation of abnormalities in a human gait using sensor-embedded shoes. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM; 2008.

- 13.S. J. M. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, J. A. Paradiso. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. 2008;12(4):413-23.
- 14.K. Miyawaki, T. Iwami, T. Matsunaga, Y. Shimada, G. Obinata, editors. Gait estimation using foot-pressure sensors. 20th Anniversary MHS 2009 and Micro-Nano Global COE - 2009 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science; 2009.
15. Pediatric Dynamometer Using Piezoresistance Sensor [database on the Internet] [cited April 1, 2012]. Available from: <http://www.seas.upenn.edu/sunfest/docs/papers/Osgood-Jacobs.pdf>.
- 16.Laura Koehler, Joseph C. Mollendorf. TACTILE FEEDBACK PRESSURE SENSOR WALKING DEVICE. NSF 2005 Engineering Senior Design Projects to Aid Persons with Disabilities: Creative Learning Press, Inc. ; 2005. p. 178-9.
- 17.Austin Susmann, Patrick Benson. GAIT ANALYSIS AND THE EFFECTS OF SPINAL ROTATION ON FOOT IMPACT FORCES. Massachusetts, United States: WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE; 2009.
- 18.Weizhen Ma. Instrumentation of Gait Analysis. Stockholm, Sweden: Kungliga Tekniska Högskolan; 2010.
- 19.Feng Yong, Ge Yunjian, Song Quanjun, editors. A human identification method based on dynamic plantar pressure distribution. Information and Automation (ICIA), 2011 IEEE International Conference on; 2011 6-8 June 2011.
20. อุดลย์ วิริยเวชกุล. อัมพาต-อัมพฤกษ์. กรุงเทพฯ: กรุงเทพฯ เมดิคัล มีเดีย; 2532.
21. นิจศรี ชาญณรงค์(สุวรรณเวลา). การดูแลรักษาภาวะสมองขาดเลือดในระยะเฉียบพลัน Management of Acute Ischemic Stroke. กรุงเทพฯ: โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2550.
22. วุฒิชัย เพิ่มศิริวานิชย์, คารณีย์ สุวพันธ์. Update on Poststroke Management ก้าวทันการรักษาโรคหลอดเลือดสมอง. 1, editor. สงขลา: ชานเมืองการพิมพ์; 2551.
23. สำนักนโยบายและยุทธศาสตร์ กระทรวงสาธารณสุข. สถานสุขภาพและปัญหาสุขภาพของคนไทย. การสาธารณสุขไทย ๒๕๔๘-๒๕๕๐. 2550.
24. สถาบันประสาทวิทยา. แนวทางการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง (Clinical Practice Guidelines For Stroke Rehabilitation)2552.
25. บรรณทวารณ หิรัญเคราะห์ และคณะ. คู่มือการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง สำหรับญาติที่ดูแลผู้ป่วยที่บ้าน: สำนักงานกองทุนสนับสนุนการสร้างเสริมสุขภาพ (สสส.); 2550.

26. น้อมจิตต์ นวลเนตร์. การเรียนรู้ใหม่ทางประสาทยนต์ (Motor Relearning). วารสารกายภาพบำบัด. 2542;21(2):167-74.
27. กลุ่มภารกิจด้านพัฒนาการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. แนวทางการดูแลผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกจากโรคหลอดเลือดสมอง (Hemiplegic Stroke) แบบผสมผสาน 2553.
28. Midori Kitagawa. Walking in Graphs: Available from:
<http://atec.utdallas.edu/midori/Handouts/walkingGraphs.htm>.
29. Chris Kirtley. Clinical Gait Analysis Theory and Practice. 1, editor. Washington, DC, USA: Elsevier; 2006.
30. History of the Study of Locomotion [database on the Internet] [cited March 8, 2012]. Available from: <http://www.clinicalgaitanalysis.com/history/modern.html>.
31. เฉลิมพล คงเขียว. ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ Video System for Dynamic Motion Analysis of Human Gait. Songkhla: Prince of Songkla University; 2553.
32. ณัฐพล พูนนิกร. การสร้างเซนเซอร์วัดแรงแบบเพียโซรีซิสทีฟชนิดฟิล์มบางด้วยกระบวนการไมโครแมชชีนนิ่ง (Fabrication of Piezoresistive MEMS Tactile Sensor by Micromachining process): มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี; 2548.
33. Marc Chasnov. Howz Training: Beginning Female Weightlifter - Part 2. 2011 [July 7, 2011]; Available from: <http://howztraining.blogspot.com/2011/07/beginning-female-weightlifter-part-2.html>.
34. R. White, I. Agouris, R.D. Selbie, M. Kirkpatrick. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clin Biomech(Bristol, Avon). 1999;14(Mar):185-92.
35. น้อมจิตต์ นวลเนตร์. ลักษณะ Pusher Syndrome ในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก (Pusher Syndrome in Hemiplegia). กายภาพบำบัด. 2542;21(1):67-72.
36. M. Woolley Phd Sandra. Characteristics of Gait in Hemiplegia. Topics in Stroke Rehabilitation. 2001;7(4):1-18.
37. J. M. Mazaux, X. Debelleix. Le pied varus équin de l'hémiplégique. Annales de Réadaptation et de Médecine Physique. 2004;47(2):87-9.
38. D. Rosenbaum, H. P. Becker. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. Foot and Ankle Surgery. 1997;3(1):1-14.
39. Tony Everett, Clare Kell. Human movement : an introductory text. ed. t, editor. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier; 2010.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

ขั้นตอนการตรวจและการเก็บบันทึกข้อมูลจาก Pedar system®

การตรวจวัดและการเก็บบันทึกข้อมูลจาก Pedar system® ขั้นตอนในการใช้ชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar system®) ดังนี้

1. เปิดโปรแกรม Novel Database Essential

The screenshot shows the Novel Database Essential interface with three main data tables:

Patient ID	Last name	First name	Date of birth	Gender
650426	Klaewtanong	Charoen	10/8/1970	male
366804	Singco	Watin	3/10/1962	male
630814	Hemapat	Tossaporn	24/5/1943	male
272713	Sripaiboon	Kingkaew	5/8/1965	female
3577	Kaewchana	Naen	15/7/1950	female
448032	Nokkaew	Pipat	6/9/1966	male
56866	Krotkaew	Preecha	28/12/1950	male
128065	Kaewnarong	Tanarat	26/9/1960	male
Suwanwong	Prayut		22/4/1964	male
1204671	Khalnook	Sam-ang	13/2/1970	female

Date	Age	Body mass	Height
15/6/2011	47	168.0	82.0

File body	File short name	Contact area (L) cm²	Contact area (R) cm²	Contact time (L) ms	Contact time (R) ms	Max force (L) N	Max force (R) N	Peak pressu (L) kPa	Peak pressu (R) kPa
	Suwanwong_Prayut_3_sol	126.01 ± 5.97	150.07 ± 10.02	1149.3 ± 247.9	1471.9 ± 313.9	736.95 ± 18.33	783.67 ± 29.74	166.6 ± 13.4	166.6 ± 13.4
	Suwanwong_Prayut_2_sol	121.43 ± 13.41	144.25 ± 16.04	1076.4 ± 215.5	1416.9 ± 263.2	715.26 ± 104.31	746.17 ± 95.42	168.1 ± 25.1	168.1 ± 25.1
	Suwanwong_Prayut_1_sol	115.56 ± 24.04	144.48 ± 7.29	967.9 ± 261.5	1360.6 ± 202.7	653.24 ± 150.87	735.77 ± 29.28	155.5 ± 31.2	155.5 ± 31.2

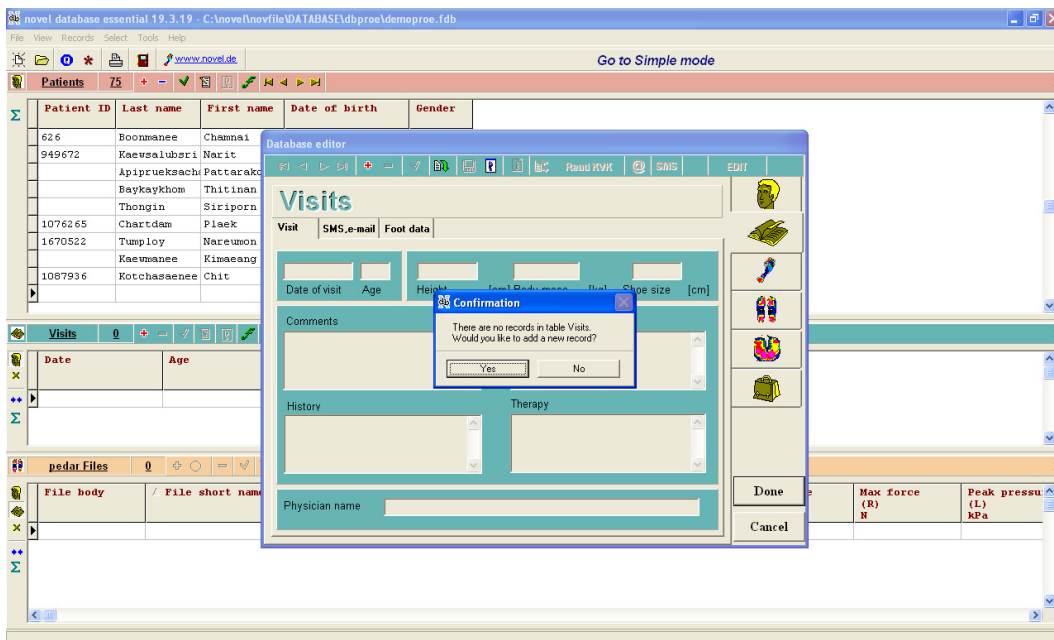
2. เพิ่มข้อมูลของผู้ป่วยเข้าสู่โปรแกรม

The screenshot shows the 'Patients' form in the Database editor. The form contains the following fields:

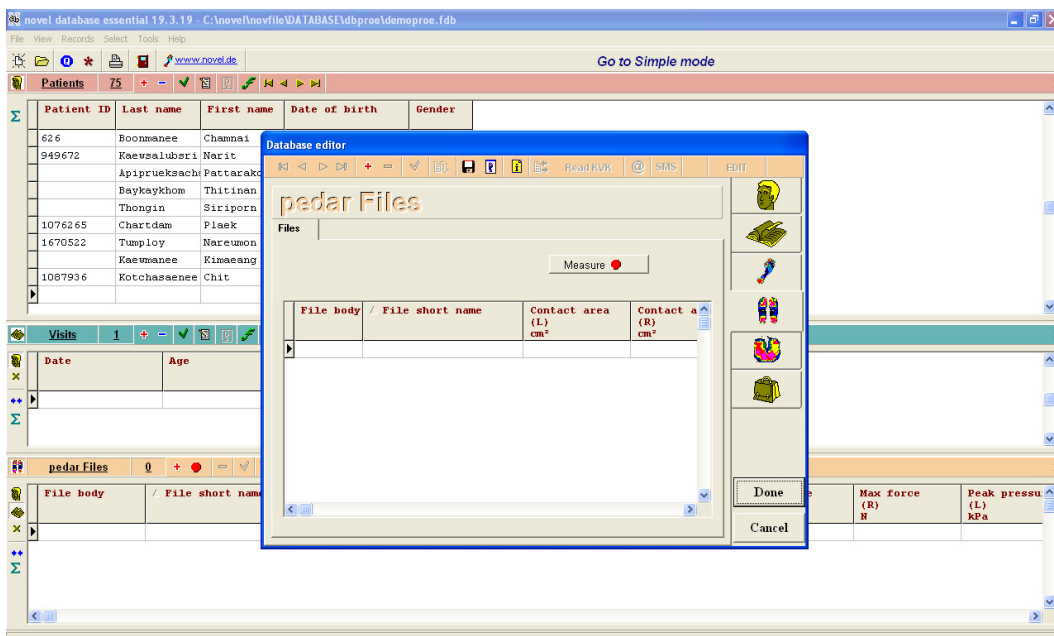
- Patient ID
- First name
- Last name
- Date of birth
- Gender
- Street
- House No.
- Apartment No.
- Post index
- City
- Country
- Phone number
- Professor

At the bottom of the form, there are fields for 'Recor 75 from 75' and 'Number of Visits' with an 'Add Visit' button.

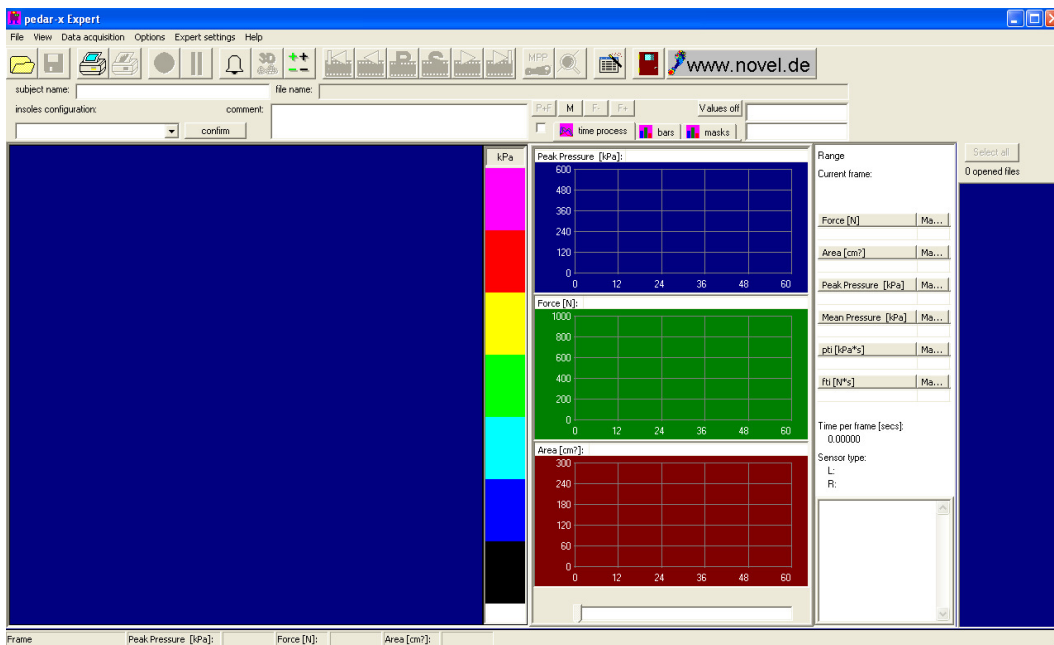
3. คลิก Yes เพื่อยืนยันการเพิ่มรายชื่อและข้อมูลของผู้ป่วยรายใหม่เข้าสู่โปรแกรม



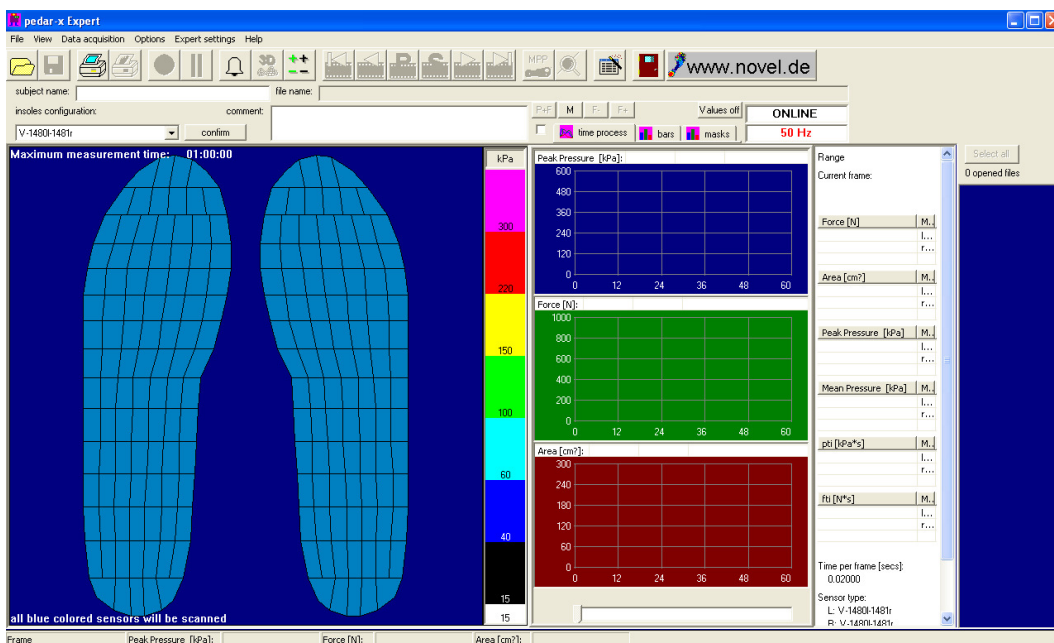
4. คลิก Pedar-x® (รูปเท้าคู่) แล้ว กด Measure



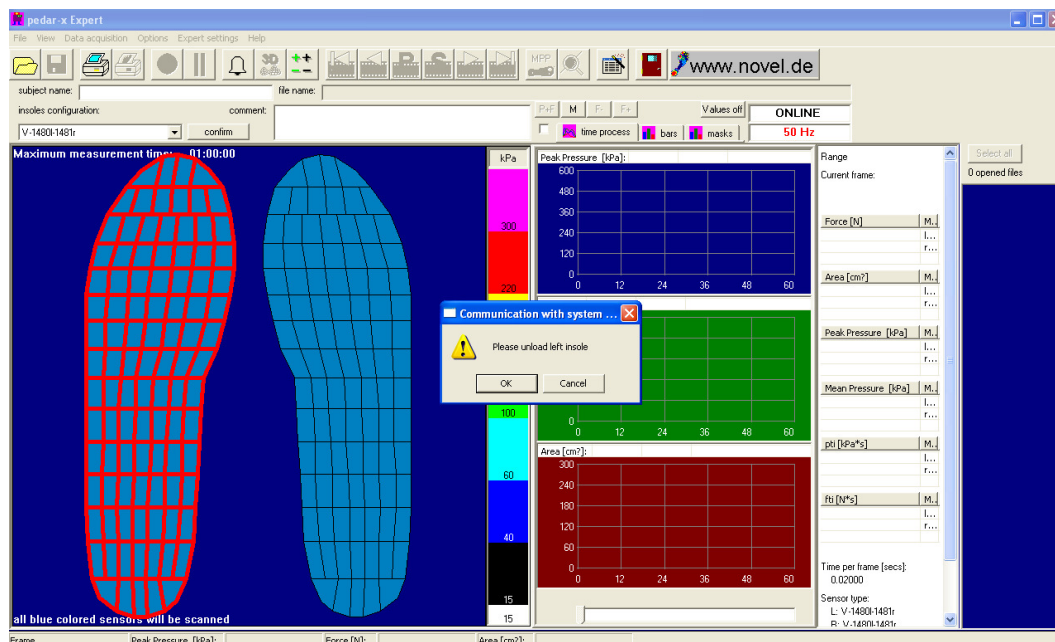
5. หน้าต่างของ Pedar-x® Expert จะปรากฏขึ้นมาเพื่อใช้ในการตรวจและเก็บข้อมูล



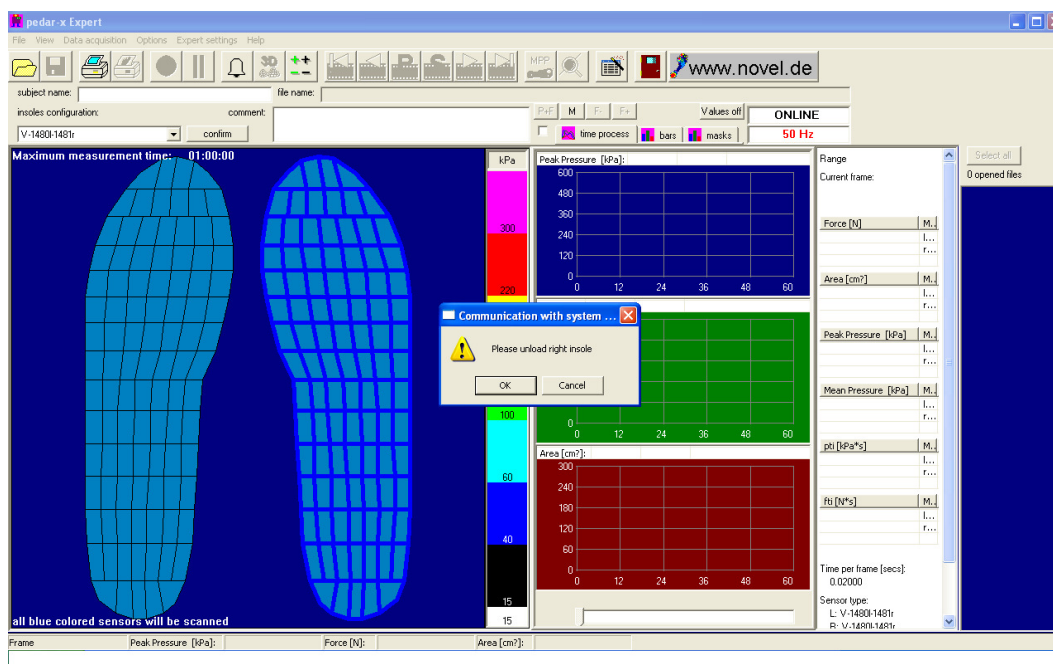
6. เลือกขนาดของ insoles configuration ให้ตรงกับขนาดของ insole ที่ใช้จริงในการตรวจวัด หลังจากนั้นคลิกที่ปุ่ม confirm



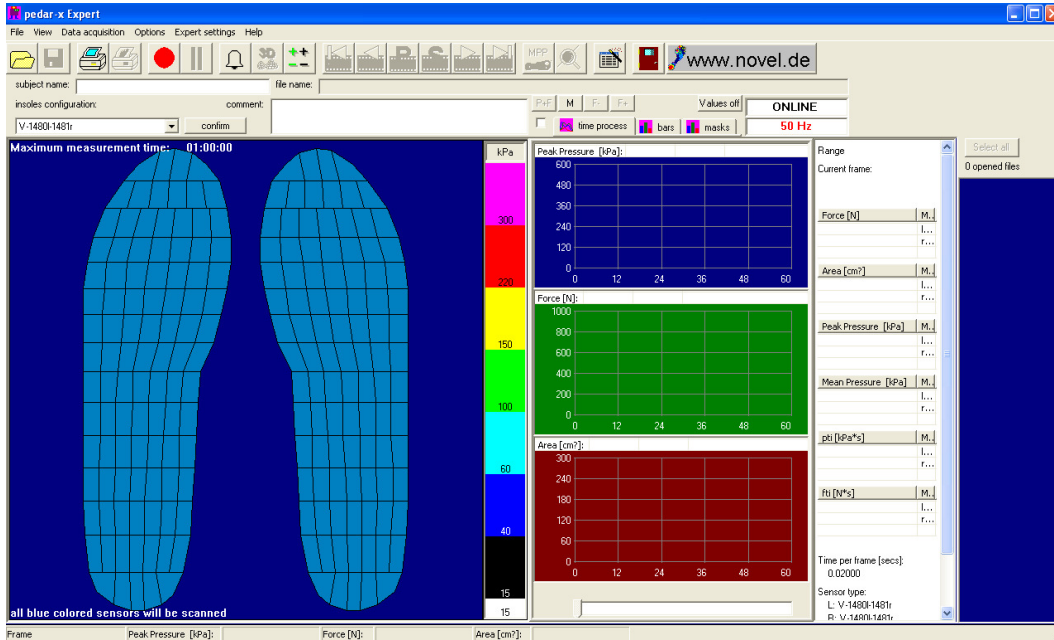
7. ทำการสอบเทียบเครื่องมือวัด (sensor calibration) โดยให้ยกเท้าข้างซ้าย



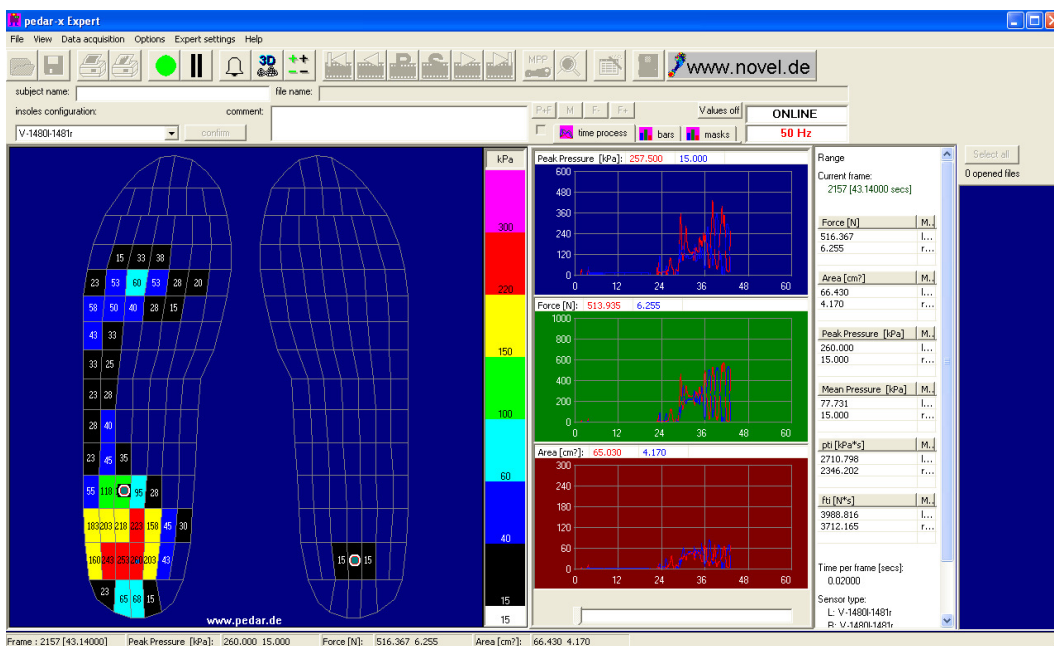
8. ทำการสอบเทียบเครื่องมือวัด (sensor calibration) โดยให้ยกเท้าข้างขวา



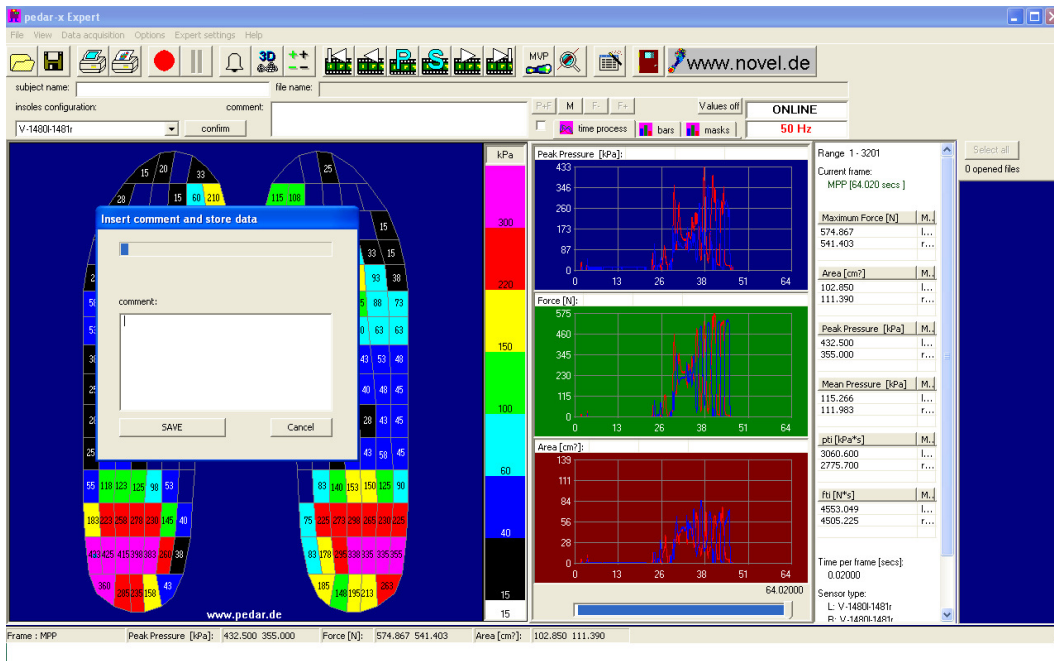
9. เริ่มทำการตรวจวัดโดยคลิกที่ปุ่ม



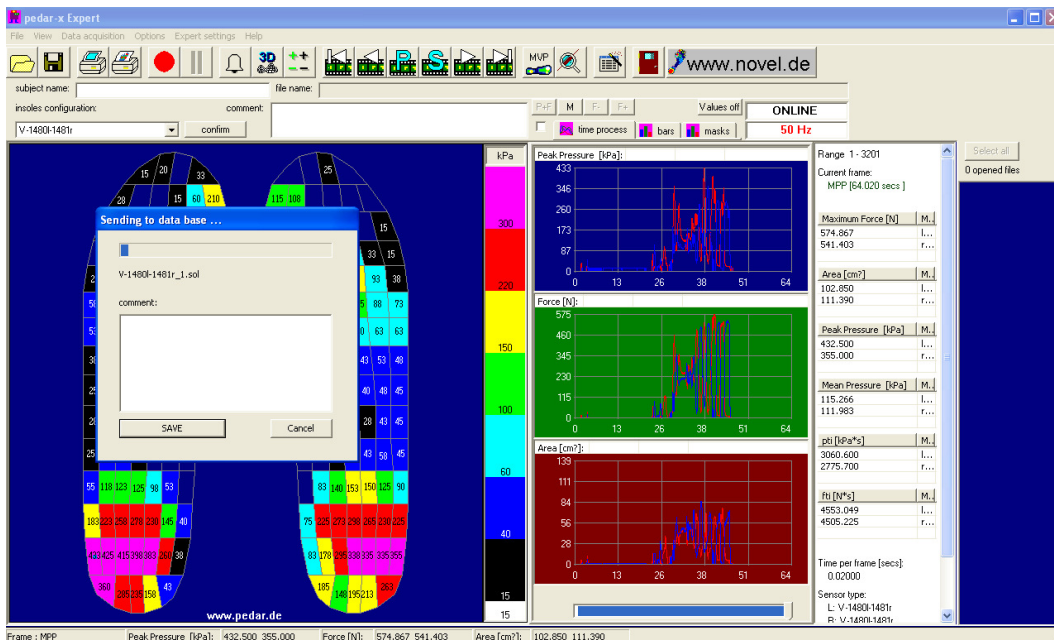
10. ขณะทำการตรวจวัด เมื่อตรวจเรียบร้อยแล้ว ให้คลิกที่ปุ่ม เพื่อหยุดและทำการจัดเก็บข้อมูล



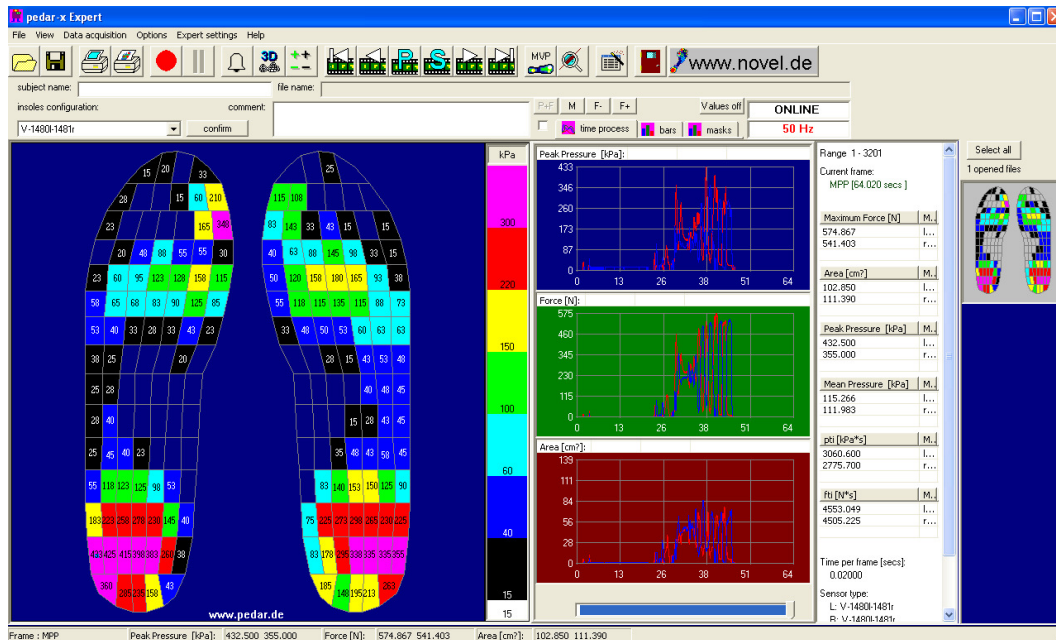
11. เขียนบันทึกข้อมูลจากการวิเคราะห์



12. กดปุ่ม SAVE เพื่อบันทึกข้อมูล



13. หลังจากการตรวจวัดและบันทึกข้อมูลเรียบร้อยแล้ว จะปรากฏหน้าจอดังรูป



14. ถ้าจะทำการตรวจวัดต่อ ให้ทำซ้ำตั้งแต่ขั้นตอนที่ 6-13

ภาคผนวก ข

คำสั่งที่ใช้ในการรับค่าและประมวลผลจากตัวตรวจวัด

```
/*  
  AnalogReadSerial  
  Reads an analog input on pin 0, prints the result to the serial monitor  
  This example code is in the public domain.  
*/  
  
#include "Math.h"  
  
int LEDpin = 13;  
  
// LEFT Set Sensor Pin  
  
int Sensor0 = A0;  
int Sensor3 = A3;  
int Sensor4 = A4;  
  
  
// RIGTH Set Sensor Pin  
  
int Sensor5 = A5;  
int Sensor6 = A6;  
int Sensor8 = A8;  
int Sensor9 = A9;  
  
  
int L = 0;  
int R = 0;  
int LL = 0;  
int RR = 0;  
  
  
int A0_MAX = 0;  
int A3_MAX = 0;  
int A4_MAX = 0;  
int A5_MAX = 0;  
int A6_MAX = 0;  
int A9_MAX = 0;
```

```
int A_0 = 0;
```

```
int A_3 = 0;
```

```
int A_4 = 0;
```

```
int A_5 = 0;
```

```
int A_6 = 0;
```

```
int A_9 = 0;
```

```
int SUM_LEFT = 0;
```

```
int Average_LEFT = 0;
```

```
int SUM_RIGHT = 0;
```

```
int Average_RIGHT = 0;
```

```
int B=0;
```

```
int C=0;
```

```
int H=0;
```

```
int S = 0;
```

```
void setup() {
```

```
    Serial.begin(9600);
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    int sensor0 = analogRead(Sensor0); // อ่านค่าเซนเซอร์ 0 (ซ้าย)
```

```
    int sensor3 = analogRead(Sensor3); // อ่านค่าเซนเซอร์ 3 (ซ้าย)
```

```
    int sensor4 = analogRead(Sensor4); // อ่านค่าเซนเซอร์ 4 (ซ้าย)
```

```
    int sensor5 = analogRead(Sensor5); // อ่านค่าเซนเซอร์ 5 (ขวา)
```

```
    int sensor6 = analogRead(Sensor6); // อ่านค่าเซนเซอร์ 6 (ขวา)
```

```

int sensor9 = analogRead(Sensor9); // อ่านค่าเซนเซอร์ 9 (ขวา)

Serial.print(sensor0); //แสดงค่าเซนเซอร์ 0
Serial.print("\t,");
Serial.print(sensor3); //แสดงค่าเซนเซอร์ 3
Serial.print("\t,");
Serial.print(sensor4); //แสดงค่าเซนเซอร์ 4
Serial.print("\t,");
Serial.print(sensor5); //แสดงค่าเซนเซอร์ 5
Serial.print("\t,");
Serial.print(sensor6); //แสดงค่าเซนเซอร์ 6
Serial.print("\t,");
Serial.println(sensor9); //แสดงค่าเซนเซอร์ 9

if((sensor5>50)&&(sensor6>50)&&(RR==0))&&(count<1)) //ตรวจสอบเงื่อนไขเท้าขวากำลัง
                                                   เหยียบพื้น
{
  //Off();
  RIGHT(); //เรียกฟังก์ชัน ขวา
}

if((sensor0>50)&&(sensor3>50)&&(LL==0))&&(count<1)) //ตรวจสอบเงื่อนไขเท้าซ้ายกำลัง
                                                   เหยียบพื้น
{
  //On();
  LEFT(); //เรียกฟังก์ชัน ซ้าย
}

```

```

if ((L+R)==2) //ถ้าเดินครบ 1 gait cycle แล้วให้ clear ค่าทั้งหมด
{
    CHECK_AND_CLEAR();
}
}

void LEFT() //เงื่อนไขเท้าซ้าย
{
    int sensor0 = analogRead(Sensor0); //อ่านค่าเซนเซอร์ 0
    int sensor3 = analogRead(Sensor3); //อ่านค่าเซนเซอร์ 3
    int sensor4 = analogRead(Sensor4); //อ่านค่าเซนเซอร์ 4
    while((sensor0>=5)&&(sensor3>=5)){ //ตรวจสอบเงื่อนไข ถ้าเซนเซอร์ 0 กับ เซนเซอร์ 3 ซึ่ง
        เป็นเซนเซอร์ที่สัมผัส มีค่ามากกว่า 5 ก็จะเริ่มเก็บค่า
        เพื่อหา maximum แต่ถ้าน้อยกว่าจะออกจากเงื่อนไข
        ไม่นำไปคิด
        sensor0 = analogRead(Sensor0); //อ่านค่าเซนเซอร์ 0
        sensor3 = analogRead(Sensor3); //อ่านค่าเซนเซอร์ 3
        sensor4 = analogRead(Sensor4); //อ่านค่าเซนเซอร์ 4
        if(sensor0>A0_MAX) //ตรวจสอบหา maximum ของเซนเซอร์ 0
        {
            A0_MAX = sensor0;
        }

        if(sensor3>A3_MAX) //ตรวจสอบหา maximum ของเซนเซอร์ 3
        {
            A3_MAX = sensor3;
        }

        Serial.print("SENSOR0 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 0
        Serial.print(sensor0);
        Serial.print(",");

```

```

Serial.print("SENSOR3 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 3
Serial.print(sensor3);
Serial.print(",");
Serial.print("SENSOR4 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 4
Serial.println(sensor4);
}
Serial.print("=====");
Serial.print(A0_MAX); //แสดงค่า maximum ของเซนเซอร์ 0
Serial.print(",");
Serial.print(A3_MAX); //แสดงค่า maximum ของเซนเซอร์ 3
Serial.println("=====");

while(sensor4>=5){ //เปรียบเทียบ ถ้าเซนเซอร์ 4 มีค่าน้อยกว่า 5 ให้ออกจากเงื่อนไข

    sensor4 = analogRead(Sensor4); //อ่านค่าเซนเซอร์ 4

    if(sensor4>A4_MAX) //หาค่า maximum ของเซนเซอร์ 4
    {
        A4_MAX = sensor4;
    }

    Serial.print("SENSOR4 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 4
    Serial.println(sensor4);
}

Serial.print("=====");
Serial.print(A4_MAX); //แสดงค่า maximum ของเซนเซอร์ 4
Serial.println("=====");

```

```

A_0 = A0_MAX; //ให้ A_0 เป็นค่า มากที่สุดของเซนเซอร์ 0
A_3 = A3_MAX; // ให้ A_3 เป็นค่า มากที่สุดของเซนเซอร์ 3
A_4 = A4_MAX; // ให้ A_4 เป็นค่า มากที่สุดของเซนเซอร์ 4

SUM_LEFT = A_0+A_3+A_4; //รวมค่าทั้งหมด จากเซนเซอร์ 0 3 4
Average_LEFT = SUM_LEFT/3; //นำค่ามาหาค่าเฉลี่ย
Serial.println("Average_LEFT="); //แสดงค่าเฉลี่ยเท้าซ้าย
Serial.println(Average_LEFT);

A0_MAX = 0; //ให้ค่า A0_MAX เป็น 0
A3_MAX = 0; //ให้ค่า A3_MAX เป็น 0
A4_MAX = 0; //ให้ค่า A4_MAX เป็น 0

L = 1;
LL=1;
}

void RIGHT() //เงื่อนไขเท้าขวา
{
  int sensor5 = analogRead(Sensor5); //อ่านค่าเซนเซอร์ 5
  int sensor6 = analogRead(Sensor6); //อ่านค่าเซนเซอร์ 6
  int sensor9 = analogRead(Sensor9); //อ่านค่าเซนเซอร์ 9
  while((sensor5>=5)&&(sensor6>=5)){ //ตรวจสอบเงื่อนไข ถ้าเซนเซอร์ 5 กับ เซนเซอร์ 6 ซึ่ง
    เป็นเซนเซอร์ที่สัมผัส มีค่ามากกว่า 5 ก็จะเริ่มเก็บค่า
    เพื่อหา maximum แต่ถ้าน้อยกว่าจะออกจากเงื่อนไข
    ไม่นำไปคิด

    sensor5 = analogRead(Sensor5); //อ่านค่าเซนเซอร์ 5
    sensor6 = analogRead(Sensor6); //อ่านค่าเซนเซอร์ 6
    sensor9 = analogRead(Sensor9); //อ่านค่าเซนเซอร์ 9

    if(sensor5>A5_MAX) //หาค่า maximum ของเซนเซอร์ 5
    {

```

```

A5_MAX = sensor5;
}

if(sensor6>A6_MAX) //หาค่า maximum ของเซนเซอร์ 6
{
    A6_MAX = sensor6;
}

Serial.print("SENSOR5 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 5
Serial.print(sensor5);
Serial.print(",");
Serial.print("SENSOR6 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 6
Serial.print(sensor6);
Serial.print(",");
Serial.print("SENSOR9 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 9
Serial.println(sensor9);
}

Serial.print("=====");
Serial.print(A5_MAX); //แสดงค่า maximum ของเซนเซอร์ 5
Serial.print(",");
Serial.print(A6_MAX); //แสดงค่า maximum ของเซนเซอร์ 6
Serial.println("=====");

while(sensor9>=5){ //เปรียบเทียบ ถ้าเซนเซอร์ 9 มีค่าน้อยกว่า 5 ให้ออกจากเงื่อนไข

    sensor9 = analogRead(Sensor9); //อ่านค่าเซนเซอร์ 9

if(sensor9>A9_MAX) //หาค่า maximum ของเซนเซอร์ 9
{
    A9_MAX = sensor9; //อ่านค่าเซนเซอร์ 9
}
}

```



```

    }
    Serial.print("SENSOR9 = "); //แสดงค่าเซนเซอร์ 9
    Serial.println(sensor9);
}

    Serial.print("=====");
    Serial.print(A9_MAX); //แสดงค่า maximum ของเซนเซอร์ 9
    Serial.println("=====");

A_5 = A5_MAX; //ให้ค่า A_5 เท่ากับค่า A5_MAX
A_6 = A6_MAX; //ให้ค่า A_6 เท่ากับค่า A6_MAX
A_9 = A9_MAX; //ให้ค่า A_9 เท่ากับค่า A9_MAX

SUM_RIGHT = A_5+A_6+A_9; //นำค่าทั้งหมดมาบวกกัน
Average_RIGHT = SUM_RIGHT/3; //หาค่าเฉลี่ย
Serial.println("Average_RIGHT ="); //แสดงค่าเฉลี่ยเท่าขวา
Serial.println(Average_RIGHT);

// count = 5;

A5_MAX = 0; //ให้ค่า A5_MAX เป็น 0
A6_MAX = 0; //ให้ค่า A6_MAX เป็น 0
A9_MAX = 0; //ให้ค่า A9_MAX เป็น 0
R = 1;
RR = 1;
}

void CHECK_AND_CLEAR()
{

```

```

B = Average_RIGHT - Average_LEFT; //คำนวณผลต่างของค่าเฉลี่ยข้างซ้ายและข้างขวา
C = (Average_RIGHT + Average_LEFT)/2; //คำนวณหาค่าเฉลี่ยของแรงกดเฉลี่ยข้างซ้ายและ
                               ข้างขวา
H = ((B*100)/C); //คำนวณเป็นร้อยละของความแตกต่าง
  Serial.print("Diff = ");
  Serial.println(B);
  Serial.print("Mean = ");
  Serial.println(C);
  Serial.print("%PPD = ");
  Serial.println(H);

if((H<40)&&(H>-40)) //ถ้าร้อยละของความแตกต่างไม่อยู่ในช่วง -40<%difference<40 ไม่ส่ง
                  สัญญาณแจ้งเตือน
{
  Off_Alarm();
}
else
On_Alarm(); //แจ้งเตือน

SUM_RIGHT = 0; //ให้ค่าผลบวกขวาเป็น 0
Average_RIGHT = 0; //ให้ค่าเฉลี่ยขวาเป็น 0

SUM_LEFT = 0; //ให้ค่าผลบวกซ้ายเป็น 0
Average_LEFT = 0; //ให้ค่าเฉลี่ยซ้ายเป็น 0

RR=0;
R=0;
LL=0;
L=0;
A_0 = 0;

```

```
A_3 = 0;
A_4 = 0;
A_5 = 0;
A_6 = 0;
A_9 = 0;

}

void On_Alarm()
{
  digitalWrite(LEDpin,HIGH); //สั่งเปิดหลอดไฟและเสียงเตือน
  delay(100);
}

void Off_Alarm()
{
  digitalWrite(LEDpin,LOW); //สั่งปิดหลอดไฟและเสียงเตือน
  delay(100);
}
```

ภาคผนวก ค

ผลการวิเคราะห์แรงกดเท้าของเครื่องต้นแบบ

106 ,220 ,0 ,21 ,1 ,0
 SENSOR0 = 80,SENSOR3 = 185,SENSOR4 = 18
 SENSOR0 = 77,SENSOR3 = 244,SENSOR4 = 0
 SENSOR0 = 105,SENSOR3 = 171,SENSOR4 = 0
 SENSOR0 = 69,SENSOR3 = 158,SENSOR4 = 2
 SENSOR0 = 46,SENSOR3 = 116,SENSOR4 = 13
 SENSOR0 = 32,SENSOR3 = 139,SENSOR4 = 0
 SENSOR0 = 144,SENSOR3 = 95,SENSOR4 = 0
 SENSOR0 = 20,SENSOR3 = 113,SENSOR4 = 29
 SENSOR0 = 49,SENSOR3 = 157,SENSOR4 = 0
 SENSOR0 = 1,SENSOR3 = 74,SENSOR4 = 60

=====144,244=====

SENSOR4 = 34
 SENSOR4 = 48
 SENSOR4 = 97
 SENSOR4 = 20
 SENSOR4 = 197
 SENSOR4 = 97
 SENSOR4 = 1

=====197=====

Average_LEFT=

195 // แรงกดเท้าเฉลี่ยข้างซ้าย

0 ,0 ,53 ,167 ,71 ,4
 SENSOR5 = 217,SENSOR6 = 55,SENSOR9 = 0
 SENSOR5 = 192,SENSOR6 = 79,SENSOR9 = 0
 SENSOR5 = 249,SENSOR6 = 83,SENSOR9 = 0
 SENSOR5 = 223,SENSOR6 = 101,SENSOR9 = 29
 SENSOR5 = 250,SENSOR6 = 159,SENSOR9 = 126
 SENSOR5 = 149,SENSOR6 = 159,SENSOR9 = 25
 SENSOR5 = 242,SENSOR6 = 112,SENSOR9 = 0

SENSOR5 = 151,SENSOR6 = 97,SENSOR9 = 42

SENSOR5 = 190,SENSOR6 = 92,SENSOR9 = 79

SENSOR5 = 167,SENSOR6 = 103,SENSOR9 = 107

SENSOR5 = 114,SENSOR6 = 154,SENSOR9 = 77

SENSOR5 = 130,SENSOR6 = 130,SENSOR9 = 69

SENSOR5 = 151,SENSOR6 = 103,SENSOR9 = 169

SENSOR5 = 116,SENSOR6 = 38,SENSOR9 = 160

SENSOR5 = 17,SENSOR6 = 70,SENSOR9 = 220

SENSOR5 = 0,SENSOR6 = 52,SENSOR9 = 237

=====250,159=====

SENSOR9 = 171

SENSOR9 = 240

SENSOR9 = 168

SENSOR9 = 131

SENSOR9 = 88

SENSOR9 = 14

SENSOR9 = 0

=====240=====

Average_RIGHT =

216 // แรงกดเท้าเฉลี่ยข้างขวา

Diff = 21 // ค่าความแตกต่างของแรงกดเท้าเฉลี่ยข้างซ้ายและขวา

Mean = 205 // ค่าเฉลี่ยของแรงกดเท้าข้างซ้ายและขวา

%Diff = 10 // ค่าร้อยละความแตกต่างของแรงกดเท้าข้างซ้ายและขวา

ภาคผนวก ง
แบบเชิญชวนเข้าร่วมโครงการวิจัย

ขอเชิญเข้าร่วมโครงการวิจัยการศึกษาช่วงของความแตกต่างของ การลงน้ำหนักระหว่างเท้าซ้ายและขวาในขณะเดิน

เรียน ท่านผู้อ่านที่นับถือ

พวกเราคณะผู้วิจัยใคร่ขอเล่าถึง โครงการวิจัยที่กำลังทำอยู่ และขอเชิญชวนท่านเข้าร่วมในโครงการนี้ ในปัจจุบัน โรคหลอดเลือดสมองมักเป็นสาเหตุที่สำคัญของการเสียชีวิตของประชากร โดยโรคนี้จะก่อให้เกิดอาการต่างๆ ทางระบบประสาท ความรุนแรงขึ้นอยู่กับตำแหน่งและความมากน้อยของเซลล์สมองที่เสียไป ผู้ที่เกิดโรคบางส่วนอาจมีความพิการหลงเหลืออยู่ ทำให้เป็นภาระต่อตนเอง ครอบครัว และสังคม เกิดข้อจำกัดในการปฏิบัติกิจวัตรประจำวัน ทำให้ต้องพึ่งพาผู้อื่นหรือผู้ดูแล การฟื้นฟูสภาพเป็นวิธีการหนึ่งที่จะช่วยให้ผู้ป่วยฟื้นคืนสภาพ กลับมาช่วยเหลือตนเองได้ การศึกษาช่วงของความแตกต่างของการลงน้ำหนักระหว่างเท้าซ้ายและขวาในขณะเดินนี้ เพื่อให้ทราบความแตกต่างของการลงน้ำหนักระหว่างเท้าซ้ายและขวาในขณะเดิน โดยข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้ จะนำไปใช้เพื่อประดิษฐ์เครื่องมือที่ใช้สำหรับการฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก โดยเป็นการทำให้ผู้ป่วยทราบการลงน้ำหนักของตนเองที่ถ่วงลงไปที่ย่างใดข้างหนึ่ง ในขณะเดิน โดยสามารถใช้อุปกรณ์นี้ในการฝึกการเดินได้ง่ายๆ ที่บ้าน โดยไม่จำเป็นต้องมีนักกายภาพบำบัดควบคุม ผู้ป่วยจะเห็นความเปลี่ยนแปลงหรือความก้าวหน้าจากการฝึกกายภาพบำบัดในแต่ละวัน เมื่อผู้ป่วยมีพัฒนาการที่ดีขึ้น กล้ามเนื้อแข็งแรงและมีความมั่นใจ จะช่วยให้การฝึกผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกดำเนินไปถึงเป้าหมายได้รวดเร็วขึ้น การวิจัยนี้จึงจำเป็นต้องมีอาสาสมัครและผู้ป่วยเข้าร่วมโครงการ ทางคณะผู้วิจัยจึงใคร่ขอเชิญชวนท่านเข้าร่วมโครงการนี้

ถ้าท่านตัดสินใจเข้าร่วมในโครงการนี้ จะมีขั้นตอนของโครงการวิจัยที่เกี่ยวข้องกับท่าน คือ เข้ารับการตรวจลักษณะการลงน้ำหนักขณะเดิน โดยใช้ชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar[®]) ที่ศูนย์ฟื้นฟูสมรรถภาพทางการแพทย์ภาคใต้ โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ โดยผู้วิจัยจะให้ท่านนำแผ่นรองรองเท้าของชุดวิเคราะห์แรงกดเท้า (Pedar[®]) ใส่ง่ายไปในรองเท้าก่อนสวม แล้วให้ท่านเดินด้วยความเร็วปกติ ไป-กลับ ตามจุดต่างๆ ที่กำหนดไว้ จากนั้นทางคณะผู้วิจัยจะนำค่าจากการลงน้ำหนักที่ได้มาคำนวณหาช่วงของความแตกต่างของการลงน้ำหนักระหว่างเท้าซ้ายและขวาของท่านในขณะเดิน

จะไม่มี การตรวจพิเศษใดๆ เพิ่มในการศึกษานี้ เพียงแต่ต้องการรวบรวมค่าจากการลงน้ำหนักในขณะเดินไปใช้ในการวิจัย โดยข้อมูลเหล่านี้จะถูกเก็บไว้เป็นความลับ และใช้เฉพาะในการวิจัยทางการแพทย์เท่านั้น

ไม่ว่าท่านจะเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้หรือไม่ ท่านจะยังคงได้รับการรักษาที่ดีเช่นเดียวกับผู้ป่วยคนอื่นๆ และถ้าท่านต้องการที่จะถอนตัวออกจากการศึกษานี้เมื่อใด ท่านก็สามารถกระทำได้อย่างอิสระ

ถ้าท่านมีคำถามใดๆ ก่อนที่จะตัดสินใจเข้าร่วมในโครงการนี้ โปรดซักถามคณะผู้วิจัยได้อย่างเต็มที่ ตามโครงการจัดตั้งสถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์และหมายเลขโทรศัพท์ 08-4197-7271 ในเวลาราชการ

ขอขอบคุณอย่างสูง

.....

(น.ส.สุพร สึงหาร)

ภาคผนวก จ

แบบฟอร์มใบยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย/ใบยินยอมรับการรักษา

แบบฟอร์ม ใบยินยอมเข้าร่วมโครงการ/ใบยินยอมรับการรักษา

ชื่อโครงการ แผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ข้าพเจ้า (นาย, นาง, นางสาว) (นามสกุล)

ยินยอมรับการตรวจวัดตามวิธีการที่นายแพทย์/แพทย์หญิง.....

ได้อธิบายให้ข้าพเจ้าทราบ (ดังใบเชิญชวนให้ร่วมโครงการวิจัยที่แนบมานี้)

หากข้าพเจ้ามีข้อสงสัยเกี่ยวกับการตรวจวัดข้าพเจ้ามีสิทธิซักถามแพทย์ได้ในระหว่างการตรวจวัด หากการกระทำและคำชี้แจงของแพทย์ผู้รักษายังไม่เป็นที่พอใจ ข้าพเจ้ามีสิทธิแจ้งต่อประธานกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน (คณบดี คณะแพทยศาสตร์ โทร.074-451100) หรือผู้อำนวยการโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ (โทร.074-451010) ได้ และหากข้าพเจ้าไม่พอใจในการรักษาข้าพเจ้ามีสิทธิปฏิเสธการตรวจวัดวิธีนี้ได้ทันที โดยไม่เสียสิทธิในการรับการรักษาในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์ต่อไป

ข้าพเจ้าได้อ่านและเข้าใจเกี่ยวกับการตรวจวัดทั้งหมดตามคำอธิบายข้างต้นแล้ว ข้าพเจ้ายินยอมรับการตรวจวัดตามวิธีดังกล่าว

.....

(.....)

(ลายเซ็นผู้ป่วย/อาสาสมัคร)

.....

(วัน/เดือน/ปี)

.....

(.....)

(ลายเซ็นนักวิจัย)

.....

(วัน/เดือน/ปี)

.....

(.....)

(ลายเซ็นพยาน)

.....

(วัน/เดือน/ปี)

ภาคผนวก ฉ
ใบสำคัญรับเงินค่าตอบแทนการวิจัย

ใบสำคัญรับเงิน

ที่.....คณะแพทยศาสตร์.....

วันที่.....เดือน.....พ.ศ....2554.....

ข้าพเจ้า.....บ้านเลขที่.....ถนน.....

ตำบล.....อำเภอ.....จังหวัด.....

ได้รับเงินจากกรม คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ กระทรวงศึกษาธิการ

ดังรายการต่อไปนี้

รายการ	จำนวนเงิน
ค่าตอบแทนอาสาสมัคร โครงการ.....	300
รวมเป็นเงินทั้งสิ้น	300

ตรวจสอบถูกต้องและจ่ายเงินแล้ว

.....

ผู้เบิก

จำนวนเงิน.....สามร้อยบาทถ้วน.....

(ลงชื่อ).....ผู้รับเงิน

(ลงชื่อ).....ผู้จ่ายเงิน

ภาคผนวก ข

แบบสอบถามประเมินความพึงพอใจต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ

แบบสอบถามประเมินความพึงพอใจต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ

สำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

แบบสอบถามนี้เป็นจัดทำขึ้นเพื่อสอบถามความพึงพอใจของผู้ป่วยที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ สำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเพื่อนำไปใช้ปรับปรุงและพัฒนาในงานวิจัยเรื่อง “การพัฒนาแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก”

คำชี้แจง แบบสอบถามแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ

ส่วนที่ 1 แบบสอบถามเกี่ยวกับข้อมูลทั่วไป

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามเกี่ยวกับความพึงพอใจของผู้ป่วย ที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ส่วนที่ 3 ข้อเสนอแนะและความคิดเห็นเพิ่มเติม

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่อง ที่ตรงกับความเป็นจริงของท่านมากที่สุด

ส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไป

- เพศ ชาย หญิง
- อายุ 41-45 ปี 46-50 ปี 51-55 ปี
 56-60 ปี 61-65 ปี มากกว่า 65 ปี
- อาชีพ
- สาเหตุ เส้นเลือดในสมองตีบ เส้นเลือดในสมองแตก
 การอุดตันของเส้นเลือดในสมอง
- ข้างที่เป็น ซ้าย ขวา
- ระยะเวลาของโรค
- ระยะเวลาในการบำบัด โดยกายภาพบำบัด

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามเกี่ยวกับความพึงพอใจของผู้ป่วย ที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ สำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ท่านคิดว่าแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับนี้ มีประโยชน์ สามารถนำไปใช้ในการฝึกเดินได้หรือไม่

.....

.....

.....

เมื่อสวมใส่และฝึกเดินโดยใช้แผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับแล้ว ท่านรู้สึกสบายและปลอดภัยใน
การใช้ฝึกเดินหรือไม่ อย่างไร

.....

การใช้งานแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับนั้น สามารถใช้งานได้ง่ายหรือไม่ อย่างไร

.....

การแสดงผลการป้อนกลับเป็นที่น่าพอใจหรือไม่ อย่างไร

.....

ท่านคิดว่าราคาของแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับและอุปกรณ์ฟองมีความเหมาะสมหรือไม่

.....

ส่วนที่ 3 ข้อเสนอแนะ/ ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

ภาคผนวก ข
ผลการประเมินความพึงพอใจต่อแผนรณรงค์ทำแบบป้อนกลับ
กรณีศึกษาที่ 1

แบบสอบถามประเมินความพึงพอใจต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับ

สำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

แบบสอบถามนี้เป็นจัดทำขึ้นเพื่อสอบถามความพึงพอใจของผู้ป่วยที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเพื่อนำไปใช้ปรับปรุงและพัฒนาในงานวิจัยเรื่อง "การพัฒนาแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก"

คำชี้แจง แบบสอบถามแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ

ส่วนที่ 1 แบบสอบถามเกี่ยวกับข้อมูลทั่วไป

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามเกี่ยวกับความพึงพอใจของผู้ป่วย ที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ส่วนที่ 3 ข้อเสนอแนะและความคิดเห็นเพิ่มเติม

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่อง ที่ตรงกับความเป็นจริงของท่านมากที่สุด

ส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไป

เพศ ชาย หญิง
 อายุ 41-45 ปี 46-50 ปี 51-55 ปี
 56-60 ปี 61-65 ปี มากกว่า 65 ปี
 อาชีพ รับจ้าง
 สาเหตุ เส้นเลือดในสมองตีบ เส้นเลือดในสมองแตก
 การอุดตันของเส้นเลือดในสมอง
 ข้างที่เป็น ซ้าย ขวา
 ระยะเวลาของโรค 7 ปี
 ระยะเวลาในการบำบัดโดยกายภาพบำบัด 7 ปี

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามเกี่ยวกับความพึงพอใจของผู้ป่วย ที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ท่านคิดว่าแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันกลับนี้มีประโยชน์ สามารถนำไปใช้ในการฝึกเดินได้หรือไม่
โดยเส้นเลือดสมองตีบเส้นเลือดในสมองตีบ เพื่อให้นอนหลับได้
เพื่อความมั่นคงของเส้นเลือด เพื่อไม่ให้มีแผลที่เท้า
9 พฤศจิกายน 2561

เมื่อสวมใส่และฝึกเดินโดยใช้แผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันแล้ว ท่านรู้สึกสบายและปลอดภัยในการใช้ฝึกเดินหรือไม่ อย่างไร

รู้สึกสบาย กระชับ สวมใส่สบาย ฟังก์ชัน ในรองเท้า และรู้สึก แน่ใจ ในท่า: ยกเท้า ในท่า: กระโดด

การใช้งานแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันนั้น สามารถใช้งานได้ง่ายหรือไม่ อย่างไร

ใช่: 100% ในท่า: สวมใส่

การแสดงการป้องกันเป็นที่น่าสนใจหรือไม่ อย่างไร

ไม่ใช่ เพราะ รู้สึก กระด้าง ที่เท้า ในท่า: เดิน

ท่านคิดว่าราคาของแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันและอุปกรณ์ฟองมีความเหมาะสมหรือไม่

รู้สึกไม่ ครบถ้วน 1 ใน 2: ใช่

ส่วนที่ 3 ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

ขอให้ความ กระชับ และ: กระด้าง 50 (cm) เพื่อ สวมใส่ ในท่า: ยกเท้า ท่า: เดิน

ภาคผนวก ฅ
ผลการประเมินความพึงพอใจต่อแผนรอรอรองทำแบบป้อนกลับ
กรณีศึกษาที่ 2

แบบสอบถามประเมินความพึงพอใจต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับ

สำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

แบบสอบถามนี้เป็นจัดทำขึ้นเพื่อสอบถามความพึงพอใจของผู้ป่วยที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกเพื่อนำไปใช้ปรับปรุงและพัฒนาในงานวิจัยเรื่อง "การพัฒนาแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก"

คำชี้แจง แบบสอบถามแบ่งออกเป็น 3 ส่วน คือ

ส่วนที่ 1 แบบสอบถามเกี่ยวกับข้อมูลทั่วไป

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามเกี่ยวกับความพึงพอใจของผู้ป่วย ที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ส่วนที่ 3 ข้อเสนอแนะและความคิดเห็นเพิ่มเติม

คำชี้แจง โปรดทำเครื่องหมาย ✓ ลงในช่อง ที่ตรงกับความเป็นจริงของท่านมากที่สุด

ส่วนที่ 1 ข้อมูลทั่วไป

เพศ ชาย หญิง

อายุ 41-45 ปี 46-50 ปี 51-55 ปี
 56-60 ปี 61-65 ปี มากกว่า 65 ปี

อาชีพ

สาเหตุ เส้นเลือดในสมองตีบ เส้นเลือดในสมองแตก
 การอุดตันของเส้นเลือดในสมอง

ข้างที่เป็น ซ้าย ขวา

ระยะเวลาของโรค 10 เดือน

ระยะเวลาในการบำบัดโดยกายภาพบำบัด 10 เดือน

ส่วนที่ 2 แบบสอบถามเกี่ยวกับความพึงพอใจของผู้ป่วย ที่มีต่อแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับสำหรับฝึกเดินในผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

ท่านคิดว่าแผ่นรองรองเท้าแบบป้อนกลับนี้มีประโยชน์ สามารถนำไปใช้ในการฝึกเดินได้หรือไม่

..... ใช่ เพราะสามารถทำให้อุปกรณ์บนรถเข็นนั้นง่ายขึ้น

.....

.....

เมื่อสวมใส่และฝึกเดินโดยใช้แผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันแล้ว ท่านรู้สึกสบายและปลอดภัยในการใช้ฝึกเดินหรือไม่ อย่างไร

สวมใส่สบาย รู้สึกไม่สบาย ทำมาจึ้น ๑๗ ในภาคศึกษาดูงานได้
พก. ไม่มีส่วนที่ช่วยชอกกับเท้าเลย

การใช้งานแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันนั้น สามารถใช้งานได้ง่ายหรือไม่ อย่างไร

ง่าย สะดวก ใช้แล้วได้

การแสดงการป้องกันเป็นที่น่าสนใจหรือไม่ อย่างไร

ดีเยี่ยม ๑๗ ครั้ง ปรับปรุงแล้วให้

ท่านคิดว่าราคาของแผ่นรองรองเท้าแบบป้องกันและอุปกรณ์ฟองมีความเหมาะสมหรือไม่

เหมาะสม

ส่วนที่ 3 ข้อเสนอแนะ/ความคิดเห็นเพิ่มเติม

.....

.....

.....

.....

ภาคผนวก ญ
ข้อมูลการเผยแพร่วิทยานิพนธ์
ในหัวข้อ “Gait Characterizations under Dynamic Load during Walking in
Hemiplegic Patients”
ที่การประชุม Biomedical Engineering International Conference
(BMEiCON-2011)
29-31 มกราคม 2555 ณ โรงแรมแคนทารีฮิลล์ เชียงใหม่