

การเปรียบเทียบความสามารถของการทรงตัวระหว่างในสภาวะปกติและในสภาวะอดนอนโดยใช้วิธี
บาลานซ์บอร์ด



บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2558
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A COMPARISON OF BODY BALANCE CAPACITIES BETWEEN IN NORMAL CONDITION AND
IN SLEEP DEPRIVATION USING WII BALANCE BOARD

Mr. Virakiet Pantumaopas



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Industrial Engineering
Department of Industrial Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2015
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเปรียบเทียบความสามารถของการทรงตัวระหว่างใน
	สภาวะปกติและในสภาวะอดนอนโดยใช้วีธีบาลานซ์บอร์ด
โดย	นายวีรเกียรติ พันธุมะโอภาส
สาขาวิชา	วิศวกรรมอุตสาหการ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร. ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

.....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร. บัณฑิต เอื้ออาภรณ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร. วิภาวี ธรรมมาภรณ์พิลาศ)

.....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ดร. ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล)

.....กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. นภัสสวงศ์ โอสถศิลป์)

.....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ นาวาอากาศเอก สุทธิ ศรีบูรพา)

วีรเกียรติ พันธุมะโอภาส : การเปรียบเทียบความสามารถของการทรงตัวระหว่างในสภาวะปกติและในสภาวะอดนอนโดยใช้วี้อ์บาลานซ์บอร์ด (A COMPARISON OF BODY BALANCE CAPACITIES BETWEEN IN NORMAL CONDITION AND IN SLEEP DEPRIVATION USING WII BALANCE BOARD) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ดร. ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล, หน้า.

การทดสอบความสามารถการทรงตัวของร่างกายมนุษย์ได้ถูกประยุกต์ใช้อย่างเพื่อทดสอบสมรรถภาพร่างกายเนื่องจากในการทรงตัวจำเป็นต้องใช้การทำงานร่วมกันของระบบต่างๆ งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาปัจจัยด้านระยะเวลาที่ร่างกายยังคงตื่นนอน (การอดนอน) ที่มีผลต่อความสามารถในการทรงตัว โดยศึกษาและทดสอบความสามารถในการทรงตัวของมนุษย์ผ่านวิธีการต่างๆ ได้แก่ วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (mCTSIB) วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (LOS) และวิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance Test) โดยใช้วี้อ์บาลานซ์บอร์ด (Wii Balance Board) เพื่อตรวจวัดตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดันของผู้เข้าร่วมการทดลอง ผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน ได้เข้าร่วมงานวิจัยนี้ โดยทำการทดสอบความสามารถการทรงตัวของแต่ละคนทุกๆ 2 ชั่วโมง เริ่มทดสอบครั้งแรกที่เวลา 20 นาฬิกา (ตื่นนอนต่อเนื่อง 12 ชั่วโมง) เรื่อยไปจนกระทั่งเวลา 6 นาฬิกาของวันถัดไป (ตื่นนอนต่อเนื่อง 22 ชั่วโมง) ผลการวิจัยพบว่าระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงตื่นอยู่มีผลต่อความสามารถในการทรงตัวที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 สำหรับทั้ง 3 วิธีการทดสอบ ในการทดสอบ mCTSIB พบว่าพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (SS) และค่าระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (SL) เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญที่ระยะเวลาตื่นนอนต่อเนื่อง 20 ชั่วโมง และ 22 ชั่วโมง ตามลำดับ ในการทดสอบ LOS พบว่าความเร็วในการเอนตัว (MVL) และระยะทางที่ทำได้ในการเคลื่อนตัวครั้งแรก (EPE) มีค่าเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทั้งคู่เมื่อที่ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนต่อเนื่อง 16 ชั่วโมง และในการทดสอบสมรรถนะ Fitts' Performance Test พบว่า ดัชนีสมรรถนะ (IP) และ ค่าจุดตัดแกน Y (Y-Intercept แสดงถึงเวลาที่ใช้การเคลื่อนจุดศูนย์กลางความดัน) โดยทั้งคู่มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญทั้งคู่เมื่อที่ระยะเวลาตื่นนอนต่อเนื่อง 18 ชั่วโมง และ 16 ชั่วโมง ตามลำดับ จากผลการทดลองทั้งหมดสามารถสรุปได้ว่าความสามารถการทรงตัวของมนุษย์จะเปลี่ยนแปลงไปเมื่ออยู่ในสภาวะตื่นนอนอย่างต่อเนื่องเป็นระยะเวลานานซึ่งการเปลี่ยนแปลงนี้อาจมีผลกระทบต่อประสิทธิภาพในการทำงานและความปลอดภัยได้

ภาควิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมอุตสาหการ

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2558

5670962121 : MAJOR INDUSTRIAL ENGINEERING

KEYWORDS: STANDING STEADINESS / BODY BALANCE / SLEEP DEPRIVATION / LACK OF SLEEP / BODY BALANCE PERFORMANCE / BODY STABILITY

VIRAKIET PANTUMAOPAS: A COMPARISON OF BODY BALANCE CAPACITIES BETWEEN IN NORMAL CONDITION AND IN SLEEP DEPRIVATION USING WII BALANCE BOARD. ADVISOR: PHAIROAT LADAVICHITKUL, Ph.D., pp.

Body balance evaluation is widely applied for confirming human body readiness. Body balance is an integration of various systems and organs (e.g. vestibular system, vision, proprioceptive, central nervous system, and motor neuron system). This research aims to study effect of sleep deprivation which results in body balance capacities. 3 different methods of body balance evaluations were conducted; Modified Clinical Test of Sensory interaction on Balance (mCTSIB), Limits of Stability (LOS), and Fitts' Performance Test. To acquire the data of body balancing (Center of Pressure: COP), Wii Balance Board was used. 17 subjects were participated and examined for their balancing capacities over a sleepless night. Each subject was tested every 2 hours starting from 20:00 (12 hours of sleep deprived) until 6:00 of the next day (22 hours of sleep deprived). The results showed that the duration of sleep deprivation significantly affected to body balancing capacities. For the mCTSIB, the Support Surface (SS) and the Statokinesigram Length (SL) were significantly increased at the sleep deprivation duration of 20 hours and 22 hours respectively. For LOS test, Movement Velocity (MVL) and Endpoint Excursion (EPE) were found that they were significantly increased at the sleep deprivation duration of 16 hours. And, for Fitts' Performance Test, subjects' Index of Performances (IP) and Y-Intercept points were significantly dropped at the sleep deprived duration of 18 hours and 16 hours respectively. In conclusion, sleep deprivation has significant effects on human balance capacities. Working or conducting activities continuously without taking rest would result in work efficiency and safety drops.

Department: Industrial Engineering Student's Signature

Field of Study: Industrial Engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2015

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลงได้ด้วยคำปรึกษาและการสนับสนุนตลอดมาจากอาจารย์ ดร. ไพโรจน์ ลดาวิจิตรกุล ผู้ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาหลักของวิทยานิพนธ์นี้ และวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ยังได้รับความช่วยเหลือจากอาจารย์หลายท่าน อาทิ คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์อันประกอบไปด้วย รองศาสตราจารย์ ดร. วิภาวี ธรรมาภรณ์พิลาศ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. นภัสสวงศ์ โอสถศิลป์ และ รองศาสตราจารย์ นาวาอากาศเอก สุทธิ ศรีบุรพา และงานวิจัยนี้ยังได้รับคำแนะนำเรื่องการวัดความสามารถในการทรงตัวทางการแพทย์จากอาจารย์ ดร. กภ. สุนทรี ทวีธนะลาภ ภาควิชากายภาพบำบัด คณะสหเวชศาสตร์ อีกด้วย

ข้าพเจ้าขอถือโอกาสขอบพระคุณภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สำหรับความเอื้อเฟื้อในด้านสถานที่และเครื่องมืออุปกรณ์ รวมถึงผู้ที่มีส่วนร่วมสนับสนุนให้วิทยานิพนธ์นี้เสร็จสมบูรณ์ทุกท่าน ทั้งที่ได้กล่าวถึงไปแล้วข้างต้นและไม่ได้กล่าวถึงไว้เป็นอย่างสูง ณ ที่นี้



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	5
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	5
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	5
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย.....	6
1.6 ตารางระยะเวลาดำเนินการวิจัย.....	7
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	8
2.1 ระบบการทรงตัวของร่างกายมนุษย์	8
2.1.1 ระบบการรับรู้ความรู้สึก (Sensory Input).....	9
2.1.2 การบูรณาการของความรู้สึกรนำเข้า (Integration of Input).....	10
2.1.3 การแสดงออกเพื่อควบคุมร่างกาย (Motor Output).....	11
2.2 การทดสอบความสามารถในการทรงตัวของร่างกาย.....	11
2.2.1 การศึกษาเกี่ยวกับการทรงตัวของร่างกาย	11
2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดความสามารถการทรงตัว.....	14
2.3 เครื่องมือทดสอบความสามารถการทรงตัวที่เกี่ยวข้อง	16
2.3.1 Balance Master (NeuroCom).....	16
2.3.2 นินเท็นโด วี้อีบาลานซ์บอร์ด (Nintendo Wii Balance Board)	24

2.4 การประเมินสมรรถนะการทำงานอาศัยกฎของฟิตซ์ (Fitts' law)	28
2.5 การนอนและสมรรถภาพร่างกายที่เกี่ยวข้อง.....	31
2.5.1 ความหมายของการนอนหลับ	31
2.5.2 งานวิจัยเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของการอดนอนและสมรรถภาพร่างกาย.....	31
2.6 ซีพจรและความดันโลหิต	34
2.6.1 ซีพจร (มหาวิทยาลัยมหิดล, 2557).....	34
2.6.2 ความดันโลหิต (มหาวิทยาลัยมหิดล, 2557).....	35
2.7 มุมและระยะในการมอง	36
บทที่ 3 การดำเนินการวิจัย	38
3.1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง	38
3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย	39
3.3 การกำหนดท่าทางของผู้เข้าร่วมทดลอง	39
3.3.1 การจัดท่าทางการยืน	39
3.3.2 การจัดท่าการมองและการจัดวางจอแสดงผล.....	40
3.4 เกณฑ์วิธีการทดสอบที่เกี่ยวข้องและวิธีการดำเนินการของแต่ละเกณฑ์วิธี	41
3.4.1 วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกใน การทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, mCTSIB).....	42
3.4.2 วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS).....	43
3.4.3 วิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance).....	45
3.5 วิธีการดำเนินการทดลองและเก็บข้อมูล	47
3.5.1 การทดสอบการทรงตัวในสภาวะปกติ	47
3.5.2 การทดสอบการทรงตัวในสภาวะอดนอน	48
3.6 การตรวจสอบและประเมินผลการทดลอง	50

3.7 เวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองอยู่ในกระบวนการเก็บข้อมูล	50
3.8 การออกแบบการทดลอง.....	52
3.8.1 การออกแบบการทดลองของการทดสอบ mCTSIB.....	52
3.8.2 การออกแบบการทดลองของการทดสอบ LOS	53
3.9 ขั้นตอนการวิเคราะห์และสรุปผล	55
3.9.1 ตัวแปรที่ทำการศึกษา.....	55
3.9.2 การวิเคราะห์ผล.....	55
บทที่ 4 ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง	57
4.1 วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance: mCTSIB).....	58
4.1.1 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดค่าพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (Support Surface : SS).....	59
4.1.1.1 ผลการทดสอบในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน (กลุ่มอ้างอิง).....	59
4.1.1.2 ผลการทดลองในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน (กลุ่มอดนอน)	62
4.1.1.3 การเปรียบเทียบผลการทดสอบในสภาวะปกติระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอน	66
4.1.1.4 ผลการทดลองสำหรับสภาวะอดนอน (กลุ่มอดนอน).....	66
4.1.2 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (Statokinesigram Length : SL)	74
4.1.2.1 ผลการทดสอบในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน (กลุ่มอดนอน)	74
4.1.2.2 ผลการทดลองในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน (กลุ่มอดนอน)	78

4.1.2.3 การเปรียบเทียบผลการทดสอบในสภาวะปกติระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่ม อดนอน	80
4.1.2.4 ผลการทดสอบของตัวชี้วัด ระยะทางการเคลื่อนที่ (Statokinesigram Length, SL).....	80
4.1.3 การเปรียบเทียบผลจากงานวิจัยนี้กับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006)	87
4.1.4 การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนสำหรับการวิธีการทดสอบแบบ mCTSIB	88
4.2 วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS)	90
4.2.1 ผลการทดสอบของตัวชี้วัด ความเร็วเฉลี่ยในการเคลื่อนที่ (Movement Velocity : MVL)	91
4.2.1.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง	91
4.2.1.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล.....	92
4.2.1.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล MVL-Adj	94
4.2.2 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดระยะทางในการเคลื่อนที่ครั้งแรก (Endpoint Excursion, EPE)	97
4.2.2.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง	97
4.2.2.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล.....	98
4.2.2.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล EPE-Adj.....	99
4.2.3 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดระยะทางไกลสุดที่สามารถทำได้ (Maximum Excursion, MXE).....	102
4.2.3.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง	102
4.2.2.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล.....	103
4.2.2.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ MXE	104
4.2.4 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดความสามารถในการควบคุมทิศทาง (Directional Control, DCL).....	105

4.2.4.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง	105
4.2.4.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล.....	106
4.2.4.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ DCL	106
4.2.5 การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนสำหรับการวิธีการทดสอบแบบ LOS	107
4.3 วิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance)	110
4.3.1 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดดัชนีสมรรถนะ (Index of Performance : IP).....	110
4.3.1.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง	110
4.3.1.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล.....	111
4.3.1.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ IP เป็นตัวชี้วัด	114
4.3.2 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดจุดตัดแกน Y (Y-intercept).....	117
4.3.2.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง	117
4.3.2.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล.....	119
4.3.2.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ Y-intercept เป็นตัวชี้วัด.....	119
4.3.3 การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนสำหรับการวิธีการทดสอบแบบ Fitts' Performance	123
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	126
5.1 สรุปผลการวิจัย	126
5.1.1 สรุปผลการทดสอบความสามารถการทรงตัวด้วยวิธี mCTSIB.....	127
5.1.2 สรุปผลการทดสอบความสามารถการทรงตัวด้วยวิธี LOS	127
5.1.3 สรุปผลการทดสอบความสามารถการทรงตัวด้วย Fitts' Performance Test.....	128
5.1.4 สรุปผลงานวิจัยทั้งหมด.....	129
5.2 แนวทางการประยุกต์งานวิจัย	129
5.3 ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยต่อไป	130

รายการอ้างอิง	132
ภาคผนวก.....	136
ภาคผนวก ก หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมการวิจัย	137
ภาคผนวก ข วิธีการใช้งานโปรแกรม SandBox.....	140
ภาคผนวก ค รูปตัวอย่างระหว่างทำการทดลอง	148
ดัชนี	151
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	154



สารบัญรูปภาพ

หน้า

ภาพที่ 1. 1 มูลเหตุสันนิษฐานในช่วงเทศกาลสงกรานต์ พ.ศ. 2556 และ พ.ศ. 2557 (กรมทางหลวง, 2557).....	1
ภาพที่ 1. 2 คนงานกำลังก่อสร้างบนตึกสูง	2
ภาพที่ 1. 3 Motion Capture (ซ้าย) และ Force Platform (ขวา).....	3
ภาพที่ 1. 4 วี้อบาลานซ์บอร์ด (Wii Balance Board: WBB)	4
ภาพที่ 2. 1 การทำงานร่วมกันของระบบร่างกายเพื่อควบคุมการทรงตัว (VEDA, 2008).....	9
ภาพที่ 2. 2 ระบบ Vestibular ในหูชั้นใน (Vertigo and Dizziness, 2010: Online).....	10
ภาพที่ 2. 3 ส่วนต่างๆของสมอง (The Human Journey: Online).....	11
ภาพที่ 2. 4 การทดสอบแบบรอมเบิร์ก (Romberg's Test).....	12
ภาพที่ 2. 5 การวัดการทรงตัวโดยใช้ Simple ataxia meter	13
ภาพที่ 2. 6 แผ่นตรวจวัดแรงยึดข้อ AMTI.....	13
ภาพที่ 2. 7 การระบุตำแหน่งของระบบตรวจบันทึกการเคลื่อนไหวในวงการอนิเมชัน (Animation).....	14
ภาพที่ 2. 8 การจัดวางเท้าในการยืนทดลอง เส้นทึบแสดงขอบเขตของฐานการทรงตัว ลูกศรแสดงทิศทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันสู่จุดหมาย (Manista และ Ahmed, 2012).....	16
ภาพที่ 2. 9 NeuroCom – Balance Master	17
ภาพที่ 2. 10 การกำหนดระนาบ x, y บนแผ่นตรวจวัดแรง	18
ภาพที่ 2. 11 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของ COM กับการเอนของร่างกาย	19
ภาพที่ 2. 12 ตัวอย่างรายงานการทดสอบ mCTSIB จาก Balance Master.....	20
ภาพที่ 2. 13การเคลื่อนที่ของ COP และการระบุ EPE.....	22
ภาพที่ 2. 14 การเคลื่อนที่ของ COP และการระบุ MXE.....	22
ภาพที่ 2. 15 การเคลื่อนที่ของ COP และการระบุ DCL.....	23
ภาพที่ 2. 16 ตัวอย่างรายงานการทดสอบ LOS จาก Balance Master	24

ภาพที่ 2. 17 เครื่องเกมส่นินเท็นโด วี.....	24
ภาพที่ 2. 18 วีพีต และ วีร็บาลานซ์บอร์ด.....	25
ภาพที่ 2. 19 ส่วนประกอบต่างๆของวีร็บาลานซ์บอร์ด	25
ภาพที่ 2. 20 การกำหนดตำแหน่งของเซนเซอร์และทิศทางบนวีร็บาลานซ์บอร์ด	27
ภาพที่ 2. 21แบบจำลองของ Fitts (1954).....	29
ภาพที่ 2. 22 เป้าหมายของงานตามแบบพีตซ์	30
ภาพที่ 2. 23 พื้นที่วงรีของ Support Surface.....	32
ภาพที่ 2. 24 การประเมินชีพจรโดยการคลำเส้นเลือดแดงบริเวณข้อมือ (ภาพจาก www.doctor.ot.th).....	35
ภาพที่ 2. 25 การวัดความดันโลหิตโดยอ้อม (ภาพจาก www.bloodpressure-qty.com).....	36
ภาพที่ 2. 26 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะห่างการมองและความสูงของอักขระ	37
ภาพที่ 3. 1 นินเท็นโด วีร็บาลานซ์บอร์ด.....	39
ภาพที่ 3. 2 ท่าทางการยืนสำหรับผู้เข้าร่วมการทดลอง (ชาย) และ ท่าทางขณะเอนร่างกายเพื่อ ทำตามขั้นตอนการทดลอง (ขวา).....	40
ภาพที่ 3. 3 การจัดทำทางการมองจอแสดงผล	41
ภาพที่ 3. 4 การกำหนดระยะทางเป้าหมายในการทดสอบ LOS.....	43
ภาพที่ 3. 5 แผนผังขั้นตอนการทดลองและเก็บข้อมูลในสภาวะอดนอน	51
ภาพที่ 4. 1 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SS จากผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิง 82 คน .	59
ภาพที่ 4. 2 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SS	61
ภาพที่ 4. 3 Residual Plot ของชุดข้อมูล SS-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล).....	61
ภาพที่ 4. 4 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SS-Adj จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน	62
ภาพที่ 4. 5 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SS ในการทดสอบแบบ mCTSIB สำหรับ สภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	63
ภาพที่ 4. 6 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SS	64
ภาพที่ 4. 7 Residual Plot ของชุดข้อมูล SS-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล).....	64

ภาพที่ 4. 8 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SS-Adj จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	65
ภาพที่ 4. 9 ผลการวิเคราะห์ Two-Sample T-Test ค่า SS ระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอน ..	66
ภาพที่ 4. 10 ค่า SS ในสภาวะลึบตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	67
ภาพที่ 4. 11 ค่า SS ในสภาวะหลับตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน.....	67
ภาพที่ 4. 12 ค่า SS ในสภาวะลึบตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ตัดข้อมูลแล้ว).....	68
ภาพที่ 4. 13 ค่า SS ในสภาวะหลับตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ตัดข้อมูลแล้ว) ...	68
ภาพที่ 4. 14 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SS ในการทดสอบแบบ mCTSIB จาก ผู้เข้าร่วมการทดลอง 16 คน (หลังตัดข้อมูลบางส่วน)	69
ภาพที่ 4. 15 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SS.....	70
ภาพที่ 4. 17 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า SS-Adj.....	71
ภาพที่ 4. 18 Interval plot ของค่า SS สำหรับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	72
ภาพที่ 4. 19 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (SS-Adj)	72
ภาพที่ 4. 20 ผล Grouping Informaion สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้าน ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (SS-Adj).....	73
ภาพที่ 4. 21 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB จาก ผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน.....	75
ภาพที่ 4. 22 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SL.....	76
ภาพที่ 4. 23 Residual Plot ของชุดข้อมูล SL-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล).....	77
ภาพที่ 4. 24 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SL-Adj จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน..	78
ภาพที่ 4. 25 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB ในสภาวะ ปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	79
ภาพที่ 4. 26 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SL จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	79
ภาพที่ 4. 27 ผลการวิเคราะห์ Two-Sample T-Test ค่า SL ระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอด นอน	80
ภาพที่ 4. 28 ค่า SL ในสภาวะลึบตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	81

ภาพที่ 4. 29 ค่า SL ในสภาวะหลับตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน.....	81
ภาพที่ 4. 30 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 12 คน (หลังตัดบางข้อมูลออก)	82
ภาพที่ 4. 31 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า SL.....	83
ภาพที่ 4. 32 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	84
ภาพที่ 4. 33 Interaction Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน.....	84
ภาพที่ 4. 34 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (SL).....	85
ภาพที่ 4. 35 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (SL)	85
ภาพที่ 4. 36 ผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression สำหรับวิธีการทดสอบความสามารถการทรงตัวแบบ mCTSIB	89
ภาพที่ 4. 37 ค่า MVL เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	91
ภาพที่ 4. 38 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด MVL ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	92
ภาพที่ 4. 39 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล MVL	93
ภาพที่ 4. 40 Residual Plot ของชุดข้อมูล MVL-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)	93
ภาพที่ 4. 41 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า MVL-Adj.....	94
ภาพที่ 4. 42 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด MVL ในการทดสอบแบบ LOS แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	95
ภาพที่ 4. 43 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (MVL).....	95
ภาพที่ 4. 44 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (MVL).....	96
ภาพที่ 4. 45 ค่า EPE เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	98

ภาพที่ 4. 46 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด EPE ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	98
ภาพที่ 4. 47 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า EPE	99
ภาพที่ 4. 48 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด EPE ในการทดสอบแบบ LOS แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	100
ภาพที่ 4. 49 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย 8 ระดับ (EPE).....	100
ภาพที่ 4. 50 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย 6 ระดับ (EPE).....	101
ภาพที่ 4. 51 ค่า MXE เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน	103
ภาพที่ 4. 52 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด MXE ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	103
ภาพที่ 4. 53 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า MXE	104
ภาพที่ 4. 54 ค่า DCL เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน.....	105
ภาพที่ 4. 55 ค่า DCL เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ตัดข้อมูลแล้ว)	105
ภาพที่ 4. 56 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด DCL ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 16 คน (หลังตัดข้อมูลบางส่วน)	106
ภาพที่ 4. 57 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า DCL.....	107
ภาพที่ 4. 58 ผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression สำหรับวิธีการทดสอบความสามารถการทรงตัวแบบ LOS.....	108
ภาพที่ 4. 59 ค่า IP เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่หน้า-หลัง.....	111
ภาพที่ 4. 60 ค่า IP เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่ซ้าย-ขวา.....	111
ภาพที่ 4. 61 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด IP ในการทดสอบ Fitts' Performance จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน	112
ภาพที่ 4. 62 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล IP	113
ภาพที่ 4. 64 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า IP	114

ภาพที่ 4. 65 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด IP-Adj ในการทดสอบแบบ Fitts' Performance แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน.....	115
ภาพที่ 4. 66 Bonferroni Test ของระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (IP).....	115
ภาพที่ 4. 67 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของ ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (IP).....	116
ภาพที่ 4. 68 ค่า Y-intercept เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่ หน้า-หลัง.....	118
ภาพที่ 4. 69 ค่า Y-intercept เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่ ซ้าย-ขวา.....	118
ภาพที่ 4. 70 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด Y-intercept ในการทดสอบแบบ Fitts' Performance จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน.....	119
ภาพที่ 4. 71 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า Y-intercept.....	120
ภาพที่ 4. 72 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด Y-intercept ในการทดสอบแบบ Fitts' Performance แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน.....	121
ภาพที่ 4. 73 Bonferroni Test ของระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (Y-Intercept).....	121
ภาพที่ 4. 74 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของ ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (Y-Intercept).....	122
ภาพที่ 4. 75 ผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression สำหรับวิธีการทดสอบความสามารถการ ทรงตัวแบบ Fitts' Performance	125

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1. 1 ระยะเวลาการดำเนินการวิจัย	7
ตารางที่ 3. 2 ตารางเก็บข้อมูลและตัวชี้วัดผลการทดสอบ mCTSIB	42
ตารางที่ 3. 3 ตารางเก็บข้อมูลและตัวชี้วัดผลการทดสอบ LOS.....	44
ตารางที่ 3. 4 รูปแบบการทดลอง แบ่งตามระนาบและการเคลื่อนที่ของ COP	45
ตารางที่ 3. 5 เงื่อนไขดัชนีความยากง่ายของงานสำหรับรูปแบบการทดลองที่ 1	45
ตารางที่ 3. 6 เงื่อนไขดัชนีความยากง่ายของงานสำหรับรูปแบบการทดลองที่ 2.....	46
ตารางที่ 3. 7 ตารางเก็บข้อมูลและตัวชี้วัดผลการทดสอบประเมินสมรรถนะแบบพิตช์.....	46
ตารางที่ 3. 8 ตารางเวลาการทำกรทดลอง	49
ตารางที่ 3. 9 การออกแบบการทดลองสำหรับการทดสอบ mCTSIB.....	52
ตารางที่ 3. 10 การออกแบบการทดลองสำหรับการทดสอบ LOS.....	53
ตารางที่ 3. 11 การออกแบบการทดลองสำหรับการทรงตัวร่างกายเพื่อเคลื่อนตำแหน่งจุด COP เข้าสู่เป้าหมายโดยเงื่อนไขความสำเร็จคือสามารถนำจุด COP เข้าสู่จุดเป้าหมายโดยสมบูรณ์.....	54
ตารางที่ 3. 12 ตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยแจกแจงตามเกณฑ์วิธี	55
ตารางที่ 3. 13 ปัจจัยและระดับของปัจจัยในการทดลองของงานวิจัย	56
ตารางที่ 4. 1 ช่วงเวลาที่ทำการทดสอบความสามารถในการทรงตัว.....	57
ตารางที่ 4. 2 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS.....	59
ตารางที่ 4. 3 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS.....	62
ตารางที่ 4. 4 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า SS-Adj แบบรายบุคคลใน สภาวะหลับตา.....	73
ตารางที่ 4. 5 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SL.....	75
ตารางที่ 4. 6 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS.....	78
ตารางที่ 4. 7 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า SL แบบรายบุคคลในสภาวะ หลับตา.....	86

ตารางที่ 4. 8 การเปรียบเทียบการผลการทดลองจากและงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006).....	87
ตารางที่ 4. 9 สมการพยากรณ์ของวิธีการทดสอบแบบ mCTSIB แบ่งตามปัจจัยด้านสภาวะการ ล้มตา.....	90
ตารางที่ 4. 10 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า MVL แบบรายบุคคลในทิศ ทางการทดสอบที่ 1 (ด้านหน้า).....	96
ตารางที่ 4. 11 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า EPE แบบรายบุคคลในทิศ ทางการทดสอบที่ 1 (ด้านหน้า).....	101
ตารางที่ 4. 12 สมการพยากรณ์ของวิธีการทดสอบแบบ LOS แบ่งตามปัจจัยด้านทิศทาง เป้าหมาย.....	109
ตารางที่ 4. 13 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า IP แบบรายบุคคลในทิศ ทางการเคลื่อนที่แบบหน้า-หลัง.....	116
ตารางที่ 4. 14 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า Y-Intercept แบบ รายบุคคลในทิศทางการเคลื่อนที่แบบหน้า-หลัง.....	122
ตารางที่ 4. 15 สมการพยากรณ์ของวิธีการทดสอบแบบ Fitts' Performance แบ่งตามปัจจัย ด้านสภาวะการล้มตา.....	125
ตารางที่ 5. 1 ผลสรุปการทดสอบความสามารถการทรงตัวโดยวิธี mCTSIB, LOS, และ Fitts' Performance Test เมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มมากขึ้น.....	126

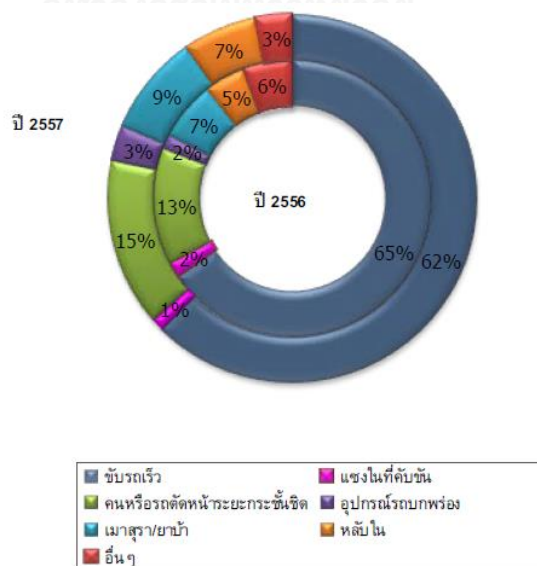
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบัน ชีวิตประจำวันของมนุษย์มีกิจกรรมต่างๆมากมายตั้งแต่ตื่นไปทำงานตอนเช้า ทำงานช่วงกลางวัน ออกกำลังกายตอนเย็น เดินเล่นตามห้างสรรพสินค้าต่างๆ นอกจากนี้ในเวลา กลางคืนยังมีสถานที่บันเทิงเริงรมย์ต่างๆ หากเปรียบเทียบกับชีวิตประจำวันของมนุษย์ในสมัยก่อน เมื่อพระอาทิตย์ตกก็หมายถึงเวลาที่จะเข้าบ้าน นอนหลับพักผ่อนเพื่อเก็บแรงไว้ทำกิจกรรมในวันถัดไป แต่ด้วยความเจริญทางวัตถุที่มากขึ้น กิจกรรมกลางคืนก็มีมากขึ้นตามกัน ซึ่งกิจกรรมกลางคืนเหล่านี้ ล้วนทำให้มนุษย์นอนหลับพักผ่อนน้อยลง การพักผ่อนนอนหลับที่ไม่เพียงพอนี้ทำให้สุขภาพที่แย่งลง สมรรถภาพร่างกายและจิตใจก็ตกลง การดำเนินชีวิตโดยที่ไม่ได้รับการพักผ่อนที่เพียงพออาจเป็น สาเหตุของอุบัติเหตุต่างๆได้ เช่น การขับขี่ยานพาหนะ เป็นต้น

รายงานสรุปผลการดำเนินงานด้านการอำนวยความสะดวกและปลอดภัยช่วงเทศกาล สงกรานต์ พ.ศ. 2557 ได้สรุปเหตุการณ์อุบัติเหตุทั่วประเทศไทยในช่วงวันที่ 11 เมษายน พ.ศ. 2557 ถึง 17 เมษายน พ.ศ. 2557 รวม 7 วัน พบว่ามีอุบัติเหตุเกิดขึ้นทั้งหมด 1,073 ครั้ง สามารถจำแนก ตามมูลเหตุที่สันนิษฐาน โดยเปรียบเทียบกับช่วงเวลาเดียวกันในปี พ.ศ. 2556 ได้ดังภาพที่ 1.1

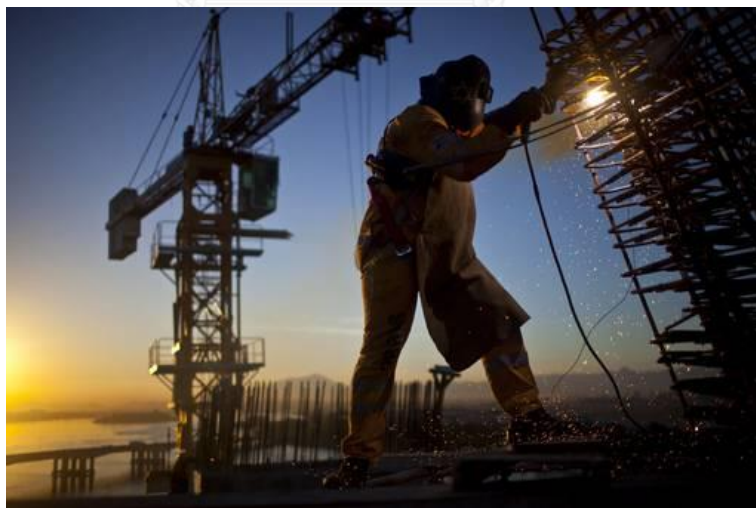


ภาพที่ 1.1 มูลเหตุสันนิษฐานในช่วงเทศกาลสงกรานต์ พ.ศ. 2556 และ พ.ศ. 2557 (กรมทางหลวง, 2557)

จากภาพที่ 1.1 อุบัติเหตุที่เกิดขึ้นจากการหลับใหลในปี พ.ศ. 2557 มีจำนวนคิดเป็นร้อยละ 7 ของจำนวนอุบัติเหตุรวม ซึ่งมากกว่าสัดส่วนในปีที่แล้วซึ่งคิดเป็นร้อยละ 5 สัดส่วนอุบัติเหตุที่เกิดจากการหลับใหลนี้แสดงให้เห็นถึงผลจากความไม่พร้อมของผู้ขับขี่ยานพาหนะ เมื่อร่างกายของผู้ขับขี่ไม่พร้อมอุบัติเหตุก็จะเกิดขึ้น

ความสามารถของร่างกายประการหนึ่งที่มีความสัมพันธ์กับการพักผ่อนนอนหลับก็คือความสามารถในการทรงตัว การอดนอนหรือไม่ได้นอนพักผ่อนติดต่อกันเป็นระยะเวลาานานจะส่งผลต่อความสามารถในการทรงตัวอย่างมีนัยสำคัญ (Fabbri et al., 2006) ดังนั้นแล้วก่อนการปฏิบัติงานใดๆจึงมักแนะนำกันว่าผู้ปฏิบัติงานจำเป็นที่จะต้องได้รับการพักผ่อนอย่างเพียงพอ ทั้งนี้เพื่อเป็นการเพิ่มผลผลิตเนื่องจากผู้ปฏิบัติงานมีความพร้อม และยังเพิ่มความปลอดภัยโดยการลดความเสี่ยงที่อาจเกิดอุบัติเหตุอันเนื่องมาจากความผิดพลาดได้อีกด้วย

การทรงตัวของร่างกายเป็นสิ่งที่สำคัญต่อการเคลื่อนไหวของมนุษย์ ในการเคลื่อนไหวต่างๆร่างกายจำเป็นที่จะต้องรักษาสมดุลร่างกายเพื่อให้สามารถทรงตัวและเคลื่อนไหวไปในทิศทางที่ต้องการได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ นอกจากการดำเนินชีวิตประจำวันแล้ว การทรงตัวของร่างกายยังจำเป็นต่อการปฏิบัติงานต่างๆทั้งงานด้านการบริการและงานด้านการผลิต ตัวอย่างเช่น คนงานก่อสร้างบนตึกสูง เป็นต้น



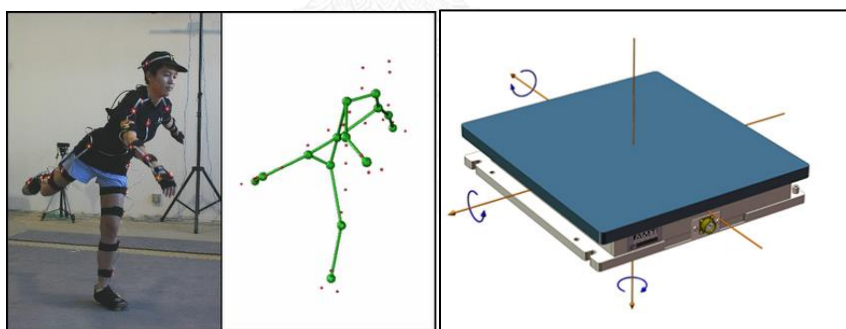
ภาพที่ 1. 2 คนงานกำลังก่อสร้างบนตึกสูง

ตั้งแต่อดีต นักวิจัยได้พยายามที่จะวัดความสามารถในการทรงตัวของร่างกายมนุษย์เพื่อนำมาชี้วัดว่าบุคคลคนหนึ่งมีความสามารถของร่างกายเป็นอย่างไร มีความผิดปกติของระบบร่างกายหรือไม่ เครื่องมือต่างๆได้ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อเก็บข้อมูลการเคลื่อนไหวของร่างกาย และเก็บข้อมูลความ

เปลี่ยนแปลงการลงน้ำหนักร่างกาย ซึ่งข้อมูลทั้งสองส่วนนี้สามารถบอกได้ถึง จุดศูนย์กลาง (Center of Gravity: COG) ของร่างกาย ซึ่งสามารถระบุความสามารถในการทรงตัวร่างกายอย่างง่ายได้ กล่าวคือ การทรงตัวคือความพยายามที่จะรักษาจุดศูนย์กลางของร่างกายให้อยู่บนฐาน (Browne and O'Hare ,2001) นั่นก็คืออยู่ในพื้นที่ของเท้าที่ยืนอยู่บนพื้นนั่นเอง

การวัดและวิเคราะห์ความสามารถในการทรงตัวนั้นสามารถทำได้ 2 ทาง ก็คือ

- 1) การวัดและวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลาง (Center of Gravity: COG) วิธีนี้เป็นวิธีการวัดโดยตรงไปที่ตำแหน่งของจุดศูนย์กลางของร่างกาย ซึ่งจำเป็นต้องใช้การทำงานร่วมกันของอุปกรณ์สองรูปแบบ คือ ระบบบันทึกการเคลื่อนไหว (Motion Capture) และ เครื่องตรวจรับแรง (Force Plate: FP) วิธีนี้จะสามารถวัดได้ละเอียด และยังแสดงถึงการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆของร่างกายในขณะที่มีการตรวจวิเคราะห์อีกด้วย
- 2) การวัดและวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (Center of Pressure: COP) วิธีกรรมวิธีที่ไม่สนใจการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลาง หากแต่สนใจที่การลงน้ำหนักร่างกายมาที่ฐาน (ก็คือเท้าหากเป็นการทรงตัวในท่ายืน) วิธีกรรมวิธีนี้จึงสามารถใช้เพียงเครื่องวัดแรงปฏิกิริยาก็คือ เครื่องตรวจรับแรงเท่านั้น



ภาพที่ 1. 3 Motion Capture (ซ้าย) และ Force Platform (ขวา)

อย่างไรก็ตาม วิธีการการวัดวิเคราะห์การทรงตัวด้วยระบบบันทึกการเคลื่อนไหวและเครื่องตรวจรับแรงยังสามารถทำได้ยากเนื่องจากระบบของเครื่องมือดังกล่าวมักมีขนาดใหญ่ซึ่งจะทำให้การใช้งานระบบบันทึกการเคลื่อนไหวและเครื่องตรวจรับแรงมักถูกจำกัดอยู่ภายในห้องปฏิบัติการหรือโรงพยาบาลขนาดใหญ่ อีกทั้งตัวเครื่องและระบบสนับสนุนยังมีราคาสูง ดังนั้น การวัดความสามารถในการทรงตัวร่างกายจึงไม่เป็นที่ทำกันอย่างแพร่หลายแม้ว่าการทรงตัวเป็นสิ่งสำคัญในการดำรงชีวิตประจำวัน

ในเดือนมกราคม ค.ศ.2008 บริษัทนินเท็นโด (Nintendo) ได้เปิดตัวเกมวีฟิต (WiiFit) (Nintendo, 2007: Online) โดยนำเสนอเครื่องเล่นเกมส์ที่สามารถตรวจวัดแรงปฏิกิริยาจากน้ำหนักของผู้เล่นเกมส์ผ่านอุปกรณ์เกมส์ที่เรียกว่า วี้อบาลานซ์บอร์ด (Wii Balance Board: WBB) โดยที่วี้อบาลานซ์บอร์ดทำหน้าที่เสมือนกับเครื่องตรวจรับแรงโดยเชื่อมต่อเข้ากับเครื่องเกมส์นินเท็นโดวี (Nintendo Wii) ด้วยการส่งข้อมูลผ่านทางสัญญาณไร้สายแบบบลูทูธ (Bluetooth) โดยเครื่องเกมส์วีจะอ่านค่าน้ำหนักที่วี้อบาลานซ์บอร์ดส่งมา และประมวลผลออกมาเป็นตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดันได้ ในการวิจัยเกี่ยวกับการทรงตัวร่างกายจึงเริ่มมีการนำเอาวี้อบาลานซ์บอร์ด มาเป็นอุปกรณ์ในการตรวจวัดแรงปฏิกิริยาจากน้ำหนักที่กระทำแทนที่การใช้เครื่องตรวจวัดแรงซึ่งมีน้ำหนักมาก ติดตั้งยาก และมีราคาสูง ซึ่งก็มีงานวิจัยจำนวนมากที่ได้นำวี้อบาลานซ์บอร์ดมาใช้เพื่อทดสอบการทรงตัว ความสามารถและความละเอียดในการตรวจจับแรงของวี้อบาลานซ์บอร์ดนั้นสามารถใช้ทดแทนเครื่องตรวจวัดแรงในการประเมินการทรงตัวได้สำหรับการทดสอบที่ไม่ต้องการความละเอียดมากนัก (Clark et al., 2009)

WiiFit



ภาพที่ 1. 4 วี้อบาลานซ์บอร์ด (Wii Balance Board: WBB)

การประยุกต์ใช้วี้อบาลานซ์บอร์ดเพื่อทำการตรวจวัดการทรงตัวโดยการแปลผลแรงที่วัดได้เป็นจุดศูนย์กลางความดัน (COP) จึงเป็นสิ่งที่น่าสนใจศึกษา หากแต่งงานวิจัยที่ผ่านมาแม้จะมีการนำเอาวี้อบาลานซ์บอร์ดมาใช้ในการตรวจวัดการทรงตัวบ้างแต่ก็ไม่ได้มีการนำเอามาใช้เพื่อการศึกษาความสามารถร่างกายเท่าไรนัก ดังที่ได้กล่าวไปข้างต้นว่าความสามารถในการทรงตัวยังมีความสัมพันธ์ต่อการปฏิบัติงานทั้งด้านการผลิตและการบริการ การทรงตัวจึงเป็นเสมือนสิ่งที่สะท้อนให้เห็นถึงความพร้อมในการทำงานของผู้ปฏิบัติงาน ดังนั้นแล้วผู้ที่มีความสมรรถนะในการทรงตัวที่ดีจึงหมายถึงผลผลิตของงานที่จะสูงขึ้นในงานที่ใช้สมรรถนะการทรงตัวของผู้ปฏิบัติงาน อีกทั้งในแง่ความปลอดภัย ผู้ที่มีสมรรถนะการทรงตัวที่ดีก็หมายถึงการลดลงของความเสี่ยงต่ออุบัติเหตุที่อาจเกิดระหว่างทำงานเนื่องจากการสูญเสียความทรงตัว เช่น การก้าวพลาดหรือพลัดตกของคณงานก่อสร้าง ตึกสูง เป็นต้น

เมื่อทำการศึกษาร่วมกับผลกระทบจากการไม่ได้นอนติดต่อกันเป็นเวลานานที่มีต่อร่างกาย พบว่า การอดนอนมีผลทำให้ความสามารถของร่างกายแย่งลงและความสามารถในการทรงตัวก็เป็นหนึ่งในความสามารถของร่างกายที่ได้รับผลกระทบจากการอดนอน ดังนั้นแล้วการตรวจวัดความสามารถในการทรงตัวจึงอาจเชื่อมโยงไปถึงสมรรถนะร่างกายที่ได้รับผลกระทบจากการอดนอน

งานวิจัยชิ้นนี้จึงมุ่งเน้นการตรวจวัดสมรรถนะการทรงตัวของบุคคลทั่วไป โดยทำการประยุกต์วีโอบาลานซ์บอร์ดมาใช้แทนเครื่องตรวจวัดแรงในการตรวจสอบตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดัน และทำการทดสอบความสามารถในการทรงตัวของร่างกายเปรียบเทียบในเวลาปกติกับสภาวะอดนอน โดยมุ่งให้การทดสอบการทรงตัวนี้สามารถคัดกรองผู้ที่มีความไม่พร้อมทางสมรรถภาพร่างกายออกมาได้ และการทดสอบนี้จะสามารถทำได้ทั่วไปในภาคอุตสาหกรรมเนื่องจากไม่จำเป็นต้องลงทุนค่าอุปกรณ์และระบบสูงมากนักแต่สามารถใช้งานได้จริง

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อประเมินสมรรถนะการทรงตัวในท่ายืนของบุคคลทั่วไปโดยใช้ วีโอบาลานซ์บอร์ด และทำการเปรียบเทียบสมรรถนะการทรงตัวในสภาวะปกติกับสภาวะอดนอน

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. ใช้ วีโอบาลานซ์บอร์ด เป็นอุปกรณ์นำเข้าสู่ข้อมูล โดยรับข้อมูลนำเข้าคือ ตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน (Center of Pressure) ของผู้เข้าร่วมการทดลองในท่าทางยืนตรง
2. ประเมินสมรรถนะการทรงตัวโดยใช้ค่าพิกัดจุดศูนย์กลางความดัน ทำการทดสอบและวิเคราะห์ภายใต้เกณฑ์วิธีที่แตกต่างกัน 3 วิธี ได้แก่ วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, mCTSIB) วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS) และวิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance)
3. ปัจจัยที่ควบคุมในการทดลอง คือ ระยะเวลาตื่นนอนของผู้ทดสอบตั้งแต่ตื่นนอนจนถึงเวลาทำการทดสอบ ท่าทางการยืนและตำแหน่งของเท้าบนวีโอบาลานซ์บอร์ด สถานะงาน ระยะเวลาที่เหมาะสมระหว่างสายตาถึงหน้าจอแสดงผล

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถทำการประยุกต์เครื่องวีโอบาลานซ์บอร์ดให้สามารถใช้ตรวจวัดสมรรถนะการทรงตัวร่างกายได้

2. การตรวจวัดสมรรถนะโดยใช้วีธีบาลานซ์บอร์ดสามารถตรวจพบความแตกต่างของสมรรถนะของผู้ที่อดนอนเมื่อเปรียบเทียบกับสภาวะปกติได้
3. สามารถแนะนำเกณฑ์วิธีที่จะให้เพื่อการทดสอบการทรงตัวเพื่อชี้วัดสภาวะที่ผู้ปฏิบัติงานไม่พร้อมทำงาน คือ มีความสามารถในการทรงตัวที่ผิดปกติอันเนื่องมาจากการอดนอน
4. สามารถเป็นแนวทางให้องค์กรที่มีการทำงานเกี่ยวข้องกับการทรงตัวได้นำเอา วีธีบาลานซ์บอร์ด และแนวคิดในการวัดสมรรถนะตามงานวิจัยนี้ไปใช้เพื่อลดความเสี่ยงด้านความปลอดภัยในการทำงานและการเพิ่มผลิตภาพ

1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

1. ศึกษางานวิจัย และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับสมรรถนะในการทรงตัว และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัวมนุษย์
2. กำหนดขอบเขตและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย
3. เก็บรวบรวมข้อมูลเบื้องต้นและสภาพปัญหาที่เกิดขึ้นในปัจจุบัน
4. จัดทำโปรแกรมเพื่อใช้ในการทดสอบสมรรถนะตามเงื่อนไขที่ต้องการ
5. ดำเนินการทดลองกับอาสาสมัครตามเงื่อนไขที่กำหนดไว้
6. วิเคราะห์และประเมินผลที่ได้จากการทดลอง
7. สรุปผลในการศึกษาและข้อเสนอแนะ
8. จัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

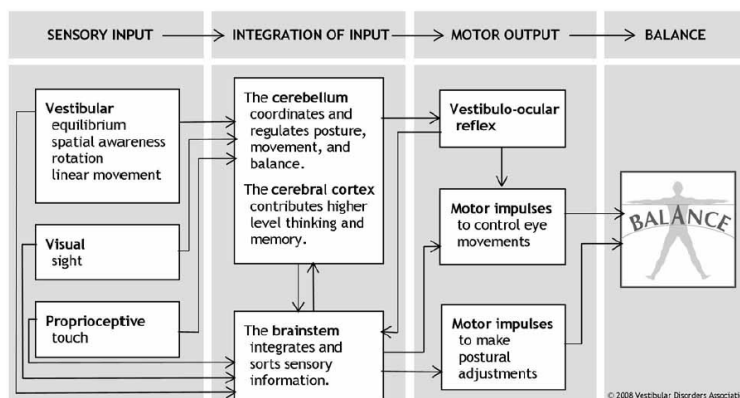
งานวิจัยชิ้นนี้ได้จัดทำขึ้นโดยมีการรวบรวมองค์ความรู้ด้านต่างๆมาประยุกต์เพื่อการพัฒนาเครื่องมือและคำนวณหาสมรรถนะ ข้อมูลและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องจะมุ่งเน้นไปในส่วนของการศึกษา การตรวจวัดความสามารถการทรงตัวของร่างกาย เครื่องมือที่ใช้ทดสอบการทรงตัว ผลจากการอดนอนต่อสมรรถภาพร่างกาย และการประเมินสมรรถนะตามกฎของฟิตซ์ (Fitts' law) ซึ่งมีเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

1. ระบบการทรงตัวของร่างกายมนุษย์
2. การตรวจวัดความสามารถในการทรงตัวของร่างกาย
3. เครื่องมือที่ใช้ทดสอบความสามารถการทรงตัวที่เกี่ยวข้อง
4. การประเมินสมรรถนะการทำงานอาศัยกฎของฟิตซ์ (Fitts' law)
5. การนอนและสมรรถภาพร่างกายที่เกี่ยวข้อง
6. ชีพจรและความดันโลหิต
7. มุมและระยะในการมอง

2.1 ระบบการทรงตัวของร่างกายมนุษย์

การทรงตัว คือ ความสามารถในการรักษาสมดุลของร่างกายโดยการควบคุมจุดศูนย์ถ่วงของร่างกาย (Body's Center of Gravity) ให้อยู่ภายในฐาน (Base of Support) ซึ่งจุดศูนย์ถ่วงร่างกายมีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆ (Murray et al., 1975)

Vestibular Disorders Association [VEDA] (2008) ได้ระบุไว้ว่า การทรงตัวของมนุษย์เกิดจากการทำงานร่วมกันของระบบร่างกายหลายระบบดังแสดงในภาพที่ 2.1

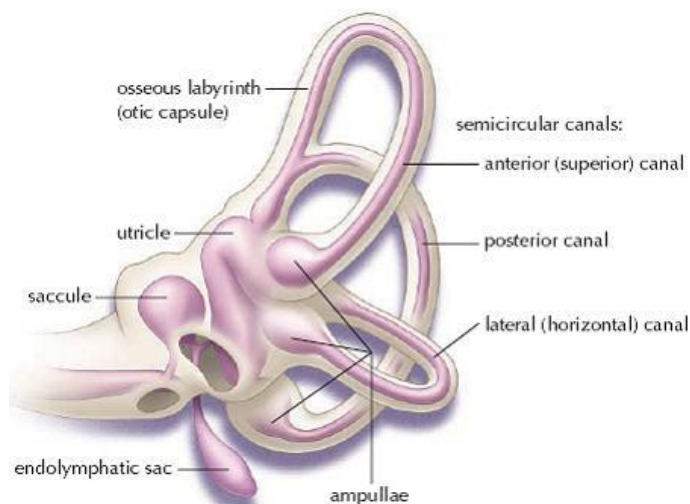


ภาพที่ 2. 1 การทำงานร่วมกันของระบบร่างกายเพื่อควบคุมการทรงตัว (VEDA, 2008)

2.1.1 ระบบการรับความรู้สึก (Sensory Input)

การทรงตัวจะเริ่มมาจากการรับความรู้สึกจากภายนอกผ่าน 3 ช่องทางดังนี้

1. การมองเห็น (Visual) การมองเห็น เป็นการรับรู้ผ่านทางดวงตา โดยระบบประสาทจะรับแสงจากภายนอกและแปลผลจากแสงเป็นรูปภาพ สมองจะประมวลผลภาพที่รับเข้าจากดวงตา เพื่อให้ร่างกายสามารถระบุตำแหน่งของตัวเองและตอบสนองต่อภาพนั้นได้อย่างถูกต้อง
2. การรับรู้อากัปภิกิริยา (Proprioceptive) การรับรู้ในลักษณะนี้เกิดจากการสัมผัสกันของอวัยวะ เช่น สัมผัสทางผิวหนัง สัมผัสกันระหว่างกล้ามเนื้อและข้อต่อ เป็นต้น
3. ระบบการรักษาสมดุลร่างกายโดยอวัยวะพิเศษในหูชั้นใน (Vestibular system) ซึ่งระบบการทำงานของนี้ จะประกอบไปด้วยยูทริเคิล (Utricle) และ แซคคูเล (Saccule) ทำหน้าที่รับรู้ระนาบของร่างกายตามแนวตั้งและการเคลื่อนไหวของร่างกายตามแนวเส้นตรง และ ท่อครึ่งวงกลม 3 ท่อ ทำหน้าที่รับรู้การเคลื่อนไหวในทิศทางการหมุน

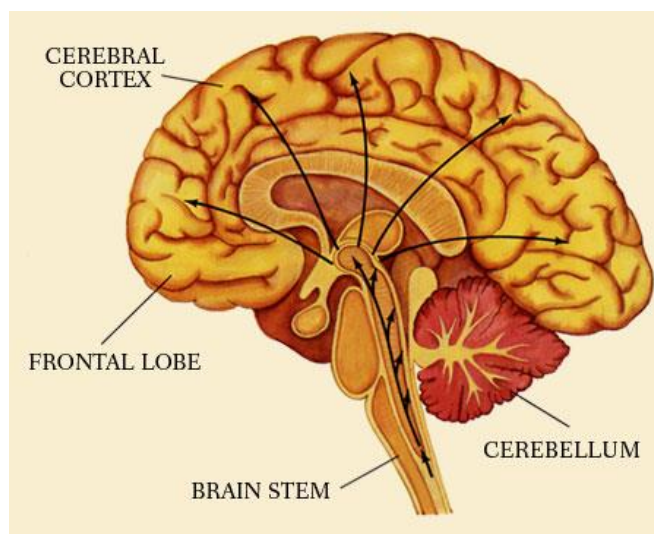


ภาพที่ 2. 2 ระบบ Vestibular ในหูชั้นใน (Vertigo and Dizziness, 2010: Online)

2.1.2 การบูรณาการของความรู้สึกนำเข้า (Integration of Input)

หลังจากที่ร่างกายรับรู้ความรู้สึกภายนอกผ่านทาง 3 ช่องทางข้างต้นแล้ว สมองจะนำข้อมูลทั้งหมดมาประมวลผลดังต่อไปนี้

1. สมองส่วนซีรีเบลลัม (Cerebellum) จะทำหน้าที่รับรู้ความรู้สึกจากการมองเห็นและการรับรู้ อากัปกริยา ประมวลผล คำนวณท่าทาง และสั่งงานไปยังอวัยวะเพื่อรักษาสมดุลร่างกาย ซึ่งลักษณะของการสั่งงานจะเป็นการตอบสนองแบบอัตโนมัติตามความคุ้นเคย เช่น การรักษาสมดุลร่างกายหลังการตีลูกของนักกอล์ฟ
2. สมองส่วนซีรีบรัล คอร์เท็กซ์ (Cerebral Cortex) จะเป็นสมองที่รวบรวมการเรียนรู้และประสบการณ์ โดยข้อมูลจากซีรีบรัล คอร์เท็กซ์ ทำงานร่วมกับสมองส่วนซีรีเบลลัมเพื่อการตอบสนองของร่างกายที่ถูกต้องต่อสถานการณ์มากยิ่งขึ้น



ภาพที่ 2. 3 ส่วนต่างๆของสมอง (The Human Journey: Online)

2.1.3 การแสดงออกเพื่อควบคุมร่างกาย (Motor Output)

ข้อมูลที่ได้จากการประมวลผลของสมองและการตอบสนองฉับพลันของระบบประสาท จะทำงานร่วมกัน 3 ส่วน ได้แก่

1. การแสดงออกทางกล้ามเนื้อ สมองจะสั่งงานซึ่งเป็นผลจากการประมวลผลผ่านสมองส่วนซีรีเบลลัม และซีรีบริล คอร์เทกซ์ เพื่อให้กล้ามเนื้อแต่ละส่วนทำงานเพื่อรักษาสมดุลร่างกายให้ไปในทิศทางที่ต้องการ
2. การแสดงออกทางการเคลื่อนไหวของลูกตา การทำงานของระบบหูชั้นใน จะสร้างการตอบสนองที่เรียกว่า Vestibulo-ocular reflex สั่งงานโดยตรงไปที่ลูกตาเพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของลูกตาให้ยังสามารถรับภาพได้ถูกต้องแม้การเคลื่อนไหวของศีรษะจะเป็นไปในทิศทางที่ไม่สมดุลก็ตาม

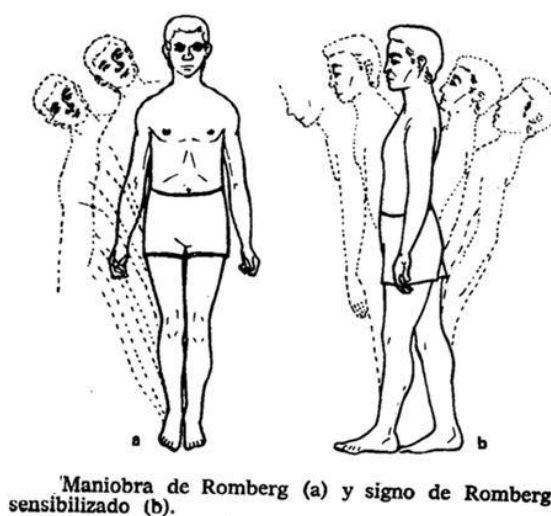
2.2 การทดสอบความสามารถในการทรงตัวของร่างกาย

2.2.1 การศึกษาเกี่ยวกับการทรงตัวของร่างกาย

ตั้งแต่อดีต ได้มีความพยายามเพื่อที่จะศึกษาความสามารถในการทรงตัว ทั้งนี้จุดมุ่งหมายหลักก็เพื่อประโยชน์การรักษาโรคที่เกี่ยวข้องกับการทรงตัวระบบการรักษาสมดุล โดยถ้าสามารถตรวจวัดถึงความผิดปกติได้ผู้ป่วยก็มีโอกาสที่จะได้รับการรักษาอย่างถูกต้องมากยิ่งขึ้น

การศึกษาเกี่ยวกับความสามารถในการทรงตัวของมนุษย์เริ่มขึ้นในช่วงคริสต์ศตวรรษที่ 19 โดย Moritz Heinrich von Romberg ได้สร้างกระบวนการวิธีที่จะตรวจสอบความผิดปกติของระบบการทรงตัวขึ้นในปี ค.ศ. 1853 เพื่อใช้สำหรับการตรวจทางคลินิก (Khanis และ Gokula, 2003)

กระบวนการตรวจสอบนี้ได้ถูกเรียกต่อมาว่าการทดสอบแบบรอมเบิร์ก (Romberg's Test) โดยมีหลักการคือ ให้ผู้เข้าร่วมทดสอบยืนตัวตรงสองมือแนบข้างลำตัวแล้วหลับตา ซึ่งการหลับตาจะเป็นการปิดกั้นการรับรู้ภาพทางสายตาและทำให้การรับรู้เพื่อการทรงตัวเหลือเพียงการรับรู้อากัปกริยาและระบบหูชั้นในเท่านั้น การทดสอบแบบรอมเบิร์กจะสามารถตรวจวัดผลเป็นบวกได้ (Romberg's positive) โดยดูจากการแกว่งของร่างกายจนถึงการล้มเมื่อยืนหลับตาในช่วงระยะเวลาหนึ่ง (Khanis และ Gokula, 2003) การทดสอบแบบรอมเบิร์กนี้ได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวางและยังถูกใช้ในวงการแพทย์มาจนถึงปัจจุบันเนื่องจากสามารถทำได้ง่าย รวดเร็ว และไม่จำเป็นต้องมีเครื่องมือพิเศษ



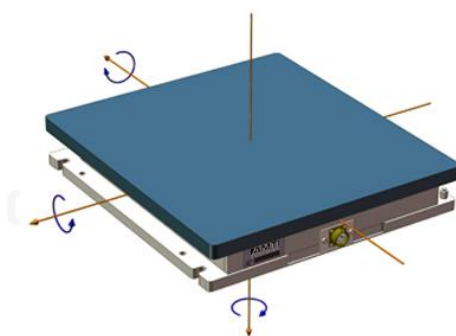
ภาพที่ 2. 4 การทดสอบแบบรอมเบิร์ก (Romberg's Test)

ในปี ค.ศ. 1971 Wright B. M. ได้เริ่มนำเอาเครื่องมือมาใช้เพื่อวัดความสามารถในการทรงตัว โดยเครื่องมือที่ Wright ได้คิดค้นขึ้นมาเรียกว่า "Simple ataxia-meter" มีลักษณะเป็นแผ่นให้ผู้ทดสอบขึ้นไปยืน แต่ด้านล่างของแผ่นนี้มีลักษณะโค้งงอ ซึ่งทำให้ผู้ทดสอบต้องใช้ความสามารถของร่างกายในการทรงตัวให้อยู่บนแผ่นทดสอบนี้ให้ได้ โดยการบันทึกข้อมูลการแกว่งของร่างกายจะวัดจากการแกว่งแนวหน้า-หลัง (Frontal plane) โดยทำการวัดออกมาเป็นองศา



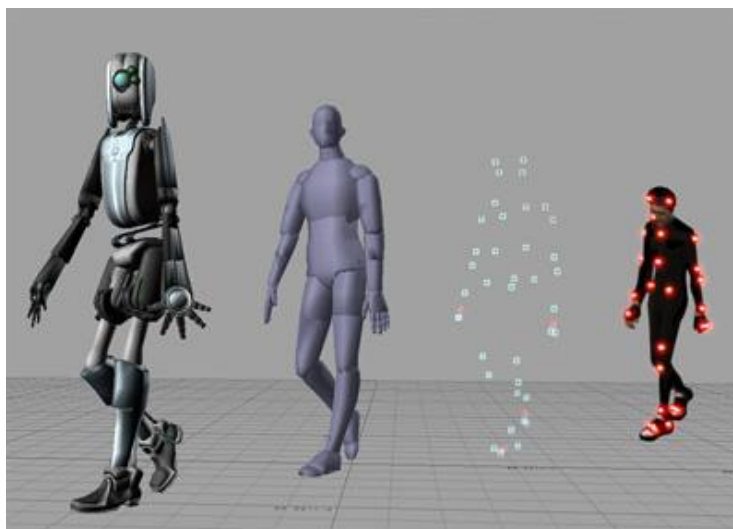
ภาพที่ 2. 5 การวัดการทรงตัวโดยใช้ Simple ataxia meter

ต่อมา Murray et al. (1975) ได้ทำการศึกษาการนำเอาแผ่นตรวจวัดแรง (Force Plate: FP) เข้ามาใช้ในการวัดการทรงตัว โดยประยุกต์ใช้โหลดเซลล์ (Load cell) จำนวน 3 ตัวขึ้นไป ประกอบเข้ากับแผ่นตรวจวัดแรง ทั้งนี้เพื่อนำเอาข้อมูลที่ได้จากโหลดเซลล์แต่ละตัว มาคำนวณสมมูลของน้ำหนักได้ ด้วยหลักการดังกล่าวแผ่นตรวจวัดแรงสามารถแสดงเวกเตอร์แรงสุทธิที่เกิดขึ้นจากการลงน้ำหนักได้ โดยแสดงเป็น จุดศูนย์กลางความดัน (Center of Pressure: COP) การศึกษาของ Murray และคณะ จึงเป็นการตรวจสอบการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันเพื่อดูความผิดปกติของการทรงตัวนั่นเอง



ภาพที่ 2. 6 แผ่นตรวจวัดแรงยี่ห้อ AMTI

เครื่องมือที่น่าสนใจอีกอย่างหนึ่งของการศึกษาการทรงตัวของร่างกายก็คือ ระบบตรวจบันทึกการเคลื่อนไหว หรือ Motion Capture System ซึ่งแรกเริ่มระบบตรวจบันทึกการเคลื่อนไหว ถูกใช้เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวของสิ่งต่างๆ โดยที่ระบบตรวจบันทึกการเคลื่อนไหวสามารถระบุและบันทึกการเคลื่อนไหวของสิ่งที่ต้องการใน 3 มิติได้ ดังนั้นในช่วงแรกระบบตรวจบันทึกการเคลื่อนไหว จึงถูกพัฒนาเพื่ออุตสาหกรรมภาพยนตร์เป็นส่วนมาก



ภาพที่ 2. 7 การระบุตำแหน่งของระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวในวงการอนิเมชัน (Animation)

สำหรับการศึกษาเกี่ยวกับการทรงตัว Newton และ Neal (1994) ได้ทำการประยุกต์เอา ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวมาใช้ร่วมกับแผ่นตรวจวัดแรง โดยใช้กล้องจำนวน 3 ตัว เพื่อจับการ เคลื่อนไหวของผู้เข้าร่วมทดสอบที่ติดจุดสะท้อนสัญญาณ (Reflective marker) จำนวน 24 จุด บน ร่างกาย ผลจากการทำงานร่วมกันระหว่างระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวและแผ่นตรวจวัดแรงทำ ให้สามารถเข้าใจถึงความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหวอวัยวะร่างกายต่อการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง จุดศูนย์กลางความดันมากยิ่งขึ้น

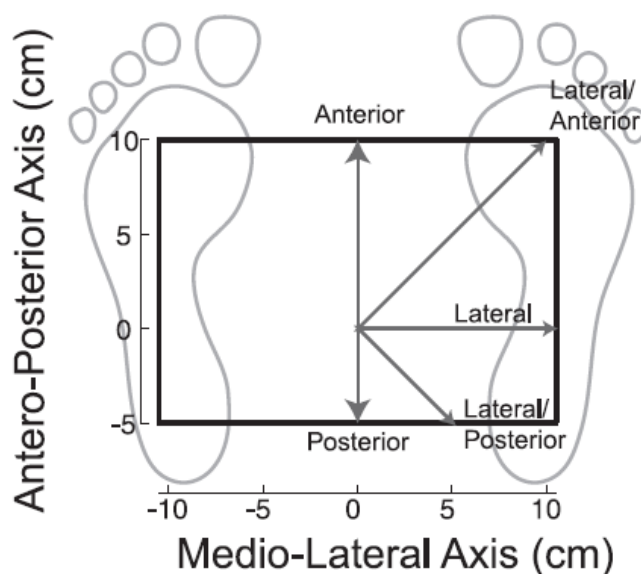
2.2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดความสามารถการทรงตัว

Letz และ Gerr (1995) ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับท่าทางการวางเท้าที่จะมีผลกระทบต่อความ มั่นคงในการยืนจากกลุ่มตัวอย่าง 38 คน โดยใช้ตัวชี้วัดคือความเร็วในการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลาง ความดันจากการศึกษาได้พบว่า ท่าทางการยืนแบบเท้าชิดกันตลอดความยาวเท้าทำให้การยืนมีความ มั่นคงมากกว่าท่าทางการยืนแบบปลายเท้าแยกออกจากกันท่ามุม 30 องศา

Letz et al. (1996) ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการวัดความมั่นคงของการยืน (Standing steadiness) โดยศึกษาเปรียบเทียบระหว่างการใส่แผ่นตรวจวัดแรง ซึ่งถือเป็นเครื่องมือมาตรฐานใน การวัดตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดันกับการใช้การวัดตำแหน่งของศีรษะ (Head Position Monitor, HPM) ซึ่งการวัดตำแหน่งของศีรษะมีค่าใช้จ่ายในด้านอุปกรณ์ที่ต่ำกว่ามาก จากการศึกษา กับตัวอย่างจำนวน 211 คน (ชาย-หญิง) พบว่าการวัดตำแหน่งของศีรษะสามารถใช้วัดความมั่นคง ของการยืนได้อย่างมีประสิทธิภาพ แต่ไม่อาจจะเทียบเท่าการวัดจากแผ่นตรวจวัดแรง นอกจากนี้แล้ว ยังพบว่าการแกว่งของร่างกาย (Body sway) ขณะยืนนิ่งของเพศชายมีแนวโน้มที่จะสูงขึ้นเมื่ออายุ มากขึ้นอีกด้วย

Kolslucher et al. (2012) ได้ทำการทดลองโดยทำการทดสอบการวัดความมั่นคงในการยืนของผู้สูงอายุ โดยทำการทดสอบแบบรอมเบิร์กวมเข้ากับการทดสอบความสามารถในการทรงตัวบนขาข้างเดียวควบคู่ด้วย นอกจากนี้แล้ว จุดสำคัญของงานวิจัยชิ้นนี้คือการประยุกต์เอา วีโอบาลานซ์บอร์ด ซึ่งเป็นอุปกรณ์เสริมของเครื่องเล่นนินเทนโดวีมาใช้ในการวัดตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน โดยทำการเปรียบเทียบกับการใช้แผ่นตรวจวัดแรงแบบดั้งเดิม ซึ่งจากการวิจัยนี้พบว่าวีโอบาลานซ์บอร์ดมีประสิทธิภาพสูงพอ และ มีความน่าเชื่อถือ ที่จะตรวจวัดความมั่นคงในการยืนของผู้สูงอายุได้ โดยสามารถตรวจวัดการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันได้อย่างแม่นยำและมีความคลาดเคลื่อนจากแผ่นตรวจวัดแรงซึ่งถือเป็นอุปกรณ์อ้างอิงในระดับห้องปฏิบัติการน้อยมาก งานวิจัยนี้มีประโยชน์ต่อวงการแพทย์เป็นอย่างมากเนื่องจากวีโอบาลานซ์บอร์ดมีขนาดเล็ก ราคาถูก สิ่งนี้จะทำให้การตรวจผู้ป่วยที่มีอาการผิดปกติด้านการทรงตัวง่ายขึ้นและแพร่หลายมากขึ้น

Manista และ Ahmed (2012) ได้ทำการระบุถึงการจัดวางตำแหน่งของเท้าบนแผ่นตรวจวัดแรงในการทดสอบความสามารถในการทรงตัวเพื่อกำหนดขอบเขตของฐานการทรงตัว (Base of Support) โดยอ้างอิงจากผลการวิจัยของ King et al. (1994) เรื่องความสามารถสูงสุดในการเอนร่างกายไปด้านหน้า (Anterior) ด้านหลัง (Posterior) และด้านข้าง (Lateral) ซึ่งจากข้อมูลการวิจัยพบว่า ค่าเฉลี่ยระยะไกลสุดของจุดศูนย์กลางความดันจากจุดศูนย์กลางไปด้านหน้ามีค่าเฉลี่ย 10 เซนติเมตร ด้านหลังมีค่าเฉลี่ย 5 เซนติเมตร และด้านข้างมีค่าเฉลี่ยข้างละ 10 เซนติเมตร ดังแสดงตามภาพที่ 2.8



ภาพที่ 2. 8 การจัดวางเท้าในการยืนทดลอง เส้นทึบแสดงขอบเขตของฐานการทรงตัว ลูกศรแสดงทิศทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันสู่จุดหมาย (Manista และ Ahmed, 2012)

2.3 เครื่องมือทดสอบความสามารถการทรงตัวที่เกี่ยวข้อง

ในปัจจุบัน มีเครื่องมือหลากหลายที่ใช้ในการทดสอบความสามารถในการทรงตัว โดยมากแล้วเครื่องมือเหล่านี้จะถูกใช้ในทางการแพทย์ด้วยจุดประสงค์ใหญ่คือการตรวจหาความผิดปกติทางร่างกายของผู้ป่วย

2.3.1 Balance Master (NeuroCom)

เครื่องวัดสมรรถภาพการทรงตัว Balance Master จากบริษัท NeuroCom เป็นเครื่องวัดความสามารถการทรงตัวที่ได้รับความนิยมและมีใช้โดยทั่วไปเนื่องจากความสามารถที่หลากหลาย ไม่เพียงสามารถวัดการทรงตัวแบบอยู่กับที่ (Static) หากยังสามารถวัดการทรงตัวในขณะที่เคลื่อนไหว (Dynamic) อาทิ การเดินหรือการกระโดดได้อีกด้วย (NeuroCom, 2012)

ส่วนประกอบที่สำคัญของ Balance Master มีดังต่อไปนี้

- 1) แผ่นตรวจวัดแรงแบบคู่ (Dual) ขนาด 18 นิ้ว x 60 นิ้ว
- 2) คอมพิวเตอร์ สำหรับประมวลผลข้อมูล
- 3) จอแสดงผล สำหรับสื่อสารกับผู้เข้าทดสอบ
- 4) เครื่องพิมพ์ ใช้เพื่อพิมพ์รายงานผลการทดสอบ



ภาพที่ 2. 9 NeuroCom – Balance Master

Balance Master สามารถทำการทดสอบที่หลากหลาย ซึ่งเป็นผลแผ่นดินตรวจวัดแรงแบบคู่ที่มีขนาดใหญ่ จึงสามารถใช้ทดสอบความสามารถในอิริยาบถที่แตกต่างกัน เช่น การเดิน การลุกขึ้นยืน การก้าวข้ามสิ่งกีดขวาง เป็นต้น โดยค่าความสามารถที่เครื่อง Balance Master วัดได้ จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับข้อมูลปกติของประชากร (Normative population data) เพื่อวิเคราะห์ว่าผู้ทดสอบมีความผิดปกติหรือไม่ (NeuroCom, 2012)

การทดสอบการทรงตัวจากเครื่อง Balance Master ที่สำคัญและเกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์นี้มีดังต่อไปนี้

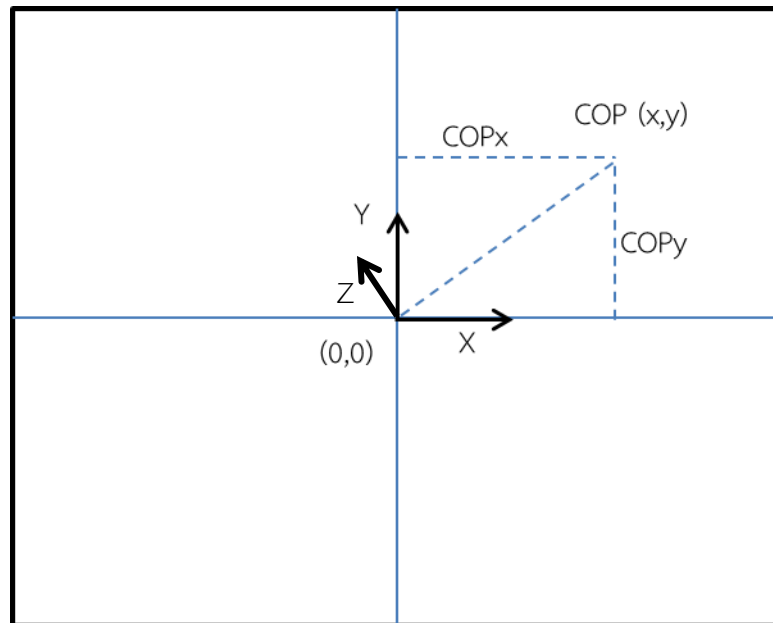
1. วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance: mCTSIB)

เป็นการทดสอบที่มุ่งสังเกตการณ์แกว่งตัวของจุดศูนย์กลางความดันในขณะยืนนิ่งโดยใช้กระบวนการทดสอบแบบบรอมเบิร์ก คือ ทดสอบเปรียบเทียบระหว่างการยืนลิ้มตา และการยืนหลับตา โดยการทดสอบจะใช้เวลา 10 วินาทีต่อหนึ่งการทดลอง (Trial) โดยมีตัวชี้วัดดังนี้

- 1) ภาพการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน
- 2) ค่าความเร็วเฉลี่ยของการเคลื่อนที่ (Movement Velocity, MVL)

การคำนวณค่า MVL

ค่าที่ได้จากการวัดของแผ่นดินตรวจวัดแรงจะออกมาเป็นค่าพิกัด (x,y) ในช่วงเวลาหนึ่ง โดยกำหนดระนาบบนแผ่นดินตรวจวัดแรง ดังภาพที่ 2.10 ดังนั้นการคำนวณหาค่า MVL จึงเริ่มจากการเปลี่ยนค่าพิกัดให้เป็นระยะทางจากจุดศูนย์กลางตามสมการที่ 2.1



ภาพที่ 2. 10 การกำหนดระนาบ x, y บนแผ่นตรวจวัดแรง

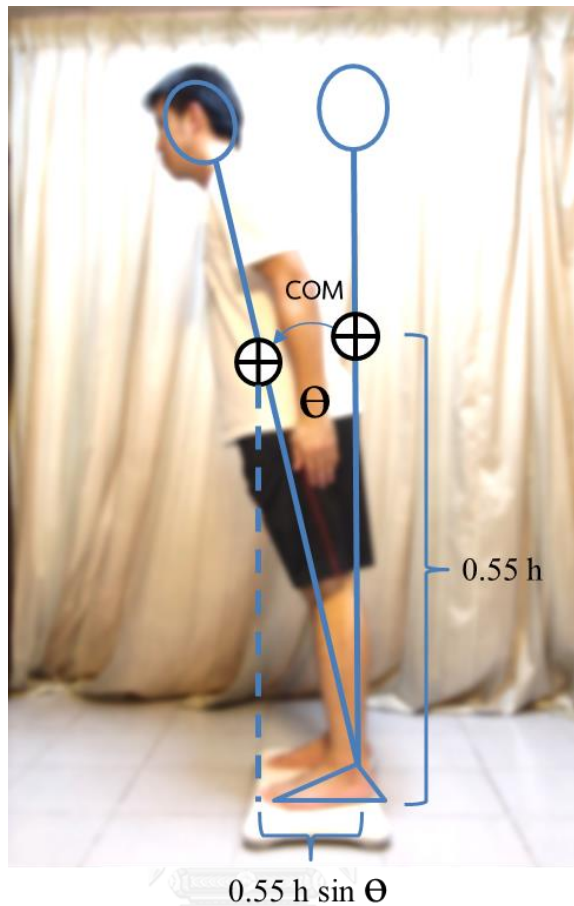
$$\text{ระยะทางจากจุดศูนย์กลาง} FP = \sqrt{x^2 + y^2} \dots\dots\dots (2.1)$$

กำหนดให้ x = ระยะห่างตั้งฉากจากจุด COP ถึงแกน Y (ซม.)

y = ระยะห่างตั้งฉากจากจุด COP ถึงแกน X (ซม.)

จากภาพที่ 2.11 ระยะทางจากจุดศูนย์กลางแผ่นตรวจวัดแรง จนถึงจุดศูนย์กลางความดัน เกิดจากการเอนตัวของร่างกายซึ่งมีผลทำให้จุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass, COM) มีการเปลี่ยนตำแหน่งไป สำหรับการทดสอบแบบ mCTSIB ผู้เข้าร่วมการทดสอบจะถูกขอให้คงระเบียบร่างกายส่วนตั้งแต่ข้อเท้าขึ้นมาถึงศีรษะเป็นเส้นตรง ดังนั้น COP จึงสามารถเป็นตัวแทนของตำแหน่งเงาของจุด COM บนแผ่นตรวจวัดแรงได้ ตามการศึกษาของ Huo (1999) พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางของตำแหน่ง COP ถึงจุดเริ่มต้น กับความสูงของผู้เข้าร่วมการทดลองเป็นไปตามสมการที่

2.2



ภาพที่ 2. 11 ความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งของ COM กับการเอียงของร่างกาย

$$\text{ระยะทางจากจุดศูนย์กลาง FP} = (0.55 h) \sin \theta \quad \dots\dots\dots (2.2)$$

กำหนดให้ h = ความสูงของผู้เข้าร่วมการทดลอง

θ = มุมเอียงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองจากแกน Z

(2.1) = (2.2) ;

$$\sqrt{x^2+y^2} = (0.55 h) \sin \theta$$

$$\sin \theta = \frac{\sqrt{x^2+y^2}}{(0.55 h)}$$

ดังนั้นมุมในการเอียงตัวของร่างกายสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ 2.3

$$\theta = \sin^{-1} \left(\frac{\sqrt{x^2+y^2}}{(0.55 h)} \right) \quad \dots\dots\dots (2.3)$$

ความเร็วในการเคลื่อนที่ คือมุมการเอียงตัวที่เปลี่ยนแปลงไปในหนึ่งหน่วยเวลาดังสมการ 2.4

$$\text{ความเร็วในการเคลื่อนที่} = \frac{|\Delta\theta|}{\Delta t} \dots\dots\dots (2.4)$$

เมื่อ t คือ เวลาใดๆที่ทำการเก็บค่าตำแหน่งพิกัด (x,y) ของจุด COP

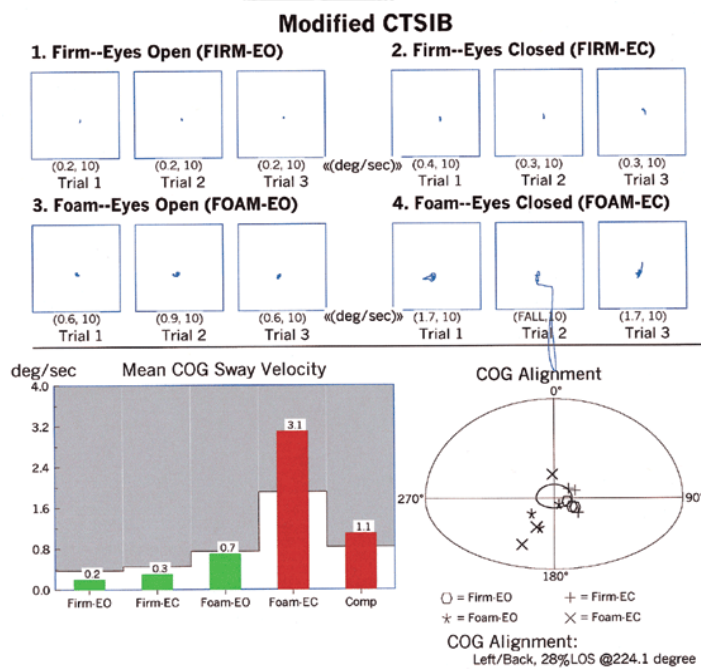
เพราะฉะนั้นความเร็วเฉลี่ยในการเคลื่อนที่ (Movement Velocity: MVL) จะสามารถคำนวณจากผลรวมของ ความเร็วในการเคลื่อนที่ (สมการที่ 2.4) ทหารด้วยจำนวนข้อมูลที่ทำการบินที่กไว้ตลอดการทดลอง (n) ดังสมการที่ 2.5

$$MVL = \frac{\sum\left(\frac{|\Delta\theta|}{\Delta t}\right)}{n} \dots\dots\dots (2.5)$$

เมื่อ n คือ จำนวนข้อมูลจุด COP ที่ทำการบันทึกไว้ตลอดการทดลอง

3) ตำแหน่งเริ่มต้นของจุด COP ณ ช่วงเวลาที่เริ่มการทดลอง

การทดสอบแบบ mCTISIB จากเครื่อง Balance Master จะแสดงผลเปรียบเทียบกับค่าปกติ ข้อมูล (Normative Data) ซึ่งทางบริษัท NeuroCom เป็นผู้เก็บข้อมูล เพื่อเปรียบเทียบความสามารถของผู้เข้าทดสอบกับคนปกติว่ามีความผิดปกติหรือไม่ดังภาพที่ 2.12 (พื้นที่ที่ไม่แรเงาคือค่าปกติ)



ภาพที่ 2. 12 ตัวอย่างรายงานการทดสอบ mCTSIB จาก Balance Master

การทดสอบแบบ mCTSIB สามารถบ่งชี้ความผิดปกติของระบบการทรงตัวของร่างกายผู้ทดสอบซึ่งอาจจะเป็นความผิดปกติที่มีสาเหตุมาจากโรคต่างๆหรือไม่ได้มาจากโรค ทั้งนี้แล้วลำพังการทดสอบ mCTSIB ยังไม่สามารถระบุตำแหน่งแน่นอนของความผิดปกติว่าเกิดมาจากส่วนใดได้ ดังนั้นแล้ว การทดสอบ mCTSIB มักถูกใช้เพื่อชี้วัดพัฒนาการทางด้านการฟื้นฟูความสามารถการทรงตัวควบคู่ไปกับการทำกายภาพบำบัด

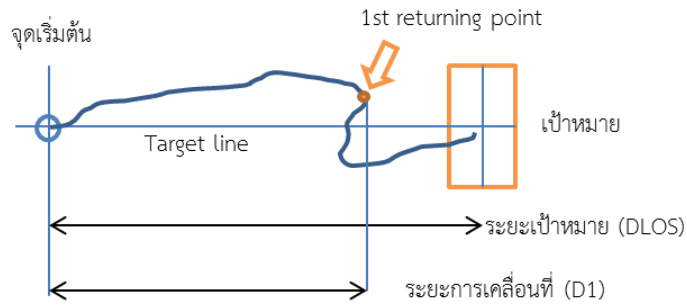
2. วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability: LOS)

เป็นการทดสอบเพื่อดูความสามารถของผู้เข้าทดสอบในการควบคุมจุด COP ของร่างกายตนเองให้ไปในทิศทางที่ต้องการให้ได้ไกลมากที่สุด ซึ่ง Balance Master จะทำการทดสอบโดยกำหนดเป้าหมายของการเคลื่อนที่ของจุด COP ไว้ 8 ทิศทาง ห่างกันทิศทางละ 45 องศา ซึ่งแต่ละเป้าหมายจะให้เวลาเป้าหมายละ 8 วินาที โดยการทดสอบ LOS มีตัวชี้วัดโดยเก็บข้อมูลแยกตามแต่ละเป้าหมายดังนี้

- 1) ภาพการเคลื่อนที่ของจุด COP
- 2) ระยะเวลาตอบสนองต่อการเริ่มการทดลอง (Reaction Time, RT) คือระยะเวลาตั้งแต่มีการแสดงเป้าหมายบนจอแสดงผลจนถึงการเคลื่อนที่ครั้งแรกของผู้เข้าร่วมการทดลอง
- 3) ความเร็วเฉลี่ยของการเคลื่อนที่ (Movement Velocity, MVL) มีหน่วยเป็น องศาต่อวินาที (สมการที่ 2.5)
- 4) ระยะทางถึงจุดสิ้นสุดของการเคลื่อนที่ครั้งแรกในทิศทางเข้าหาเป้าหมาย (Endpoint Excursion, EPE)

การคำนวณค่า EPE

ค่า EPE เป็นค่าร้อยละของระยะทางการเคลื่อนที่ที่มีทิศทางเข้าหาเป้าหมายอย่างต่อเนื่อง นับตั้งแต่เริ่มต้นการทดลองตามแนวเส้นตรงระหว่างจุดเริ่มต้นและเป้าหมาย (Target line) ซึ่งจะสิ้นสุดต่อเมื่อการเคลื่อนที่ของ COP มีทิศทางออกจากเป้าหมายครั้งแรก ดังแสดงในภาพที่ 2.13



ภาพที่ 2. 13 การเคลื่อนที่ของ COP และการระบุ EPE

จากภาพที่ 2.13 กำหนดให้ระยะเป้าหมายคือระยะสูงสุดที่ผู้เข้าร่วมการทดลองสามารถทำได้ (LOS) ค่า EPE สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.6

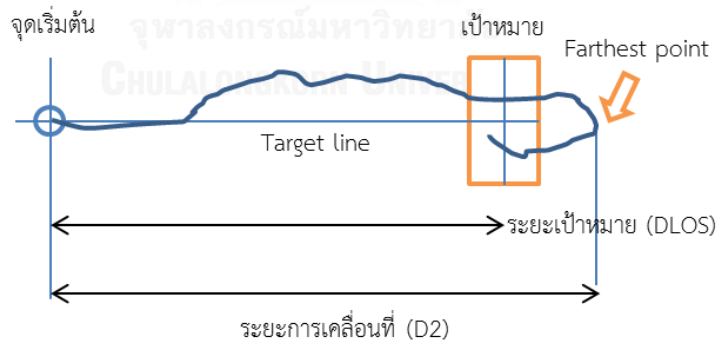
$$EPE = \frac{D_1}{D_{LOS}} \times 100\% \dots\dots\dots (2.6)$$

กำหนดให้ D1 คือ ระยะทางตามแนว Target line จากจุดเริ่มต้นจนถึง 1st returning point

DLOS คือ ระยะกระจัดระหว่างจุดเริ่มต้นและเป้าหมาย

5) ระยะทางไกลที่สุดจากจุดเริ่มต้นที่สามารถทำได้ (Maximum Excursion, MXE)

ค่า MXE เป็นค่าร้อยละของระยะทางไกลที่สุดตามแนวแกนที่ผู้เข้าร่วมการทดลองสามารถทำได้ในแต่ละเป้าหมาย ดังแสดงในภาพที่ 2.14



ภาพที่ 2. 14 การเคลื่อนที่ของ COP และการระบุ MXE

จากภาพที่ 2.14 กำหนดให้ระยะเป้าหมายคือระยะสูงสุดที่ผู้เข้าร่วมการทดลองสามารถทำได้ (LOS) ค่า MXE สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.7

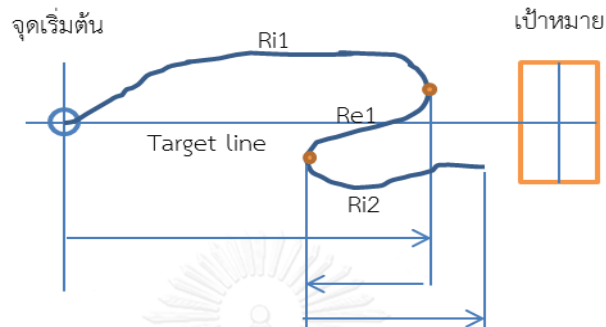
$$MXE = \frac{D_2}{D_{LOS}} \times 100\% \dots\dots\dots (2.7)$$

กำหนดให้ D₂ = ระยะทางตามแนว Target line จากจุดเริ่มต้นจนถึง Farthest point

D_{LOS} = ระยะกระจัดระหว่างจุดเริ่มต้นและเป้าหมาย

6) ค่าความสามารถในการควบคุมทิศทางเคลื่อนที่ (Directional Control, DCL)

ค่า DCL เป็นร้อยละของระยะทางจริงที่จุด COP เคลื่อนที่ในทิศทางเข้าหาเป้าหมาย ต่อระยะทางที่เคลื่อนที่ทั้งหมด แสดงตามภาพที่ 2.15 ซึ่งค่า DCL สามารถคำนวณจากสมการที่ 2.8

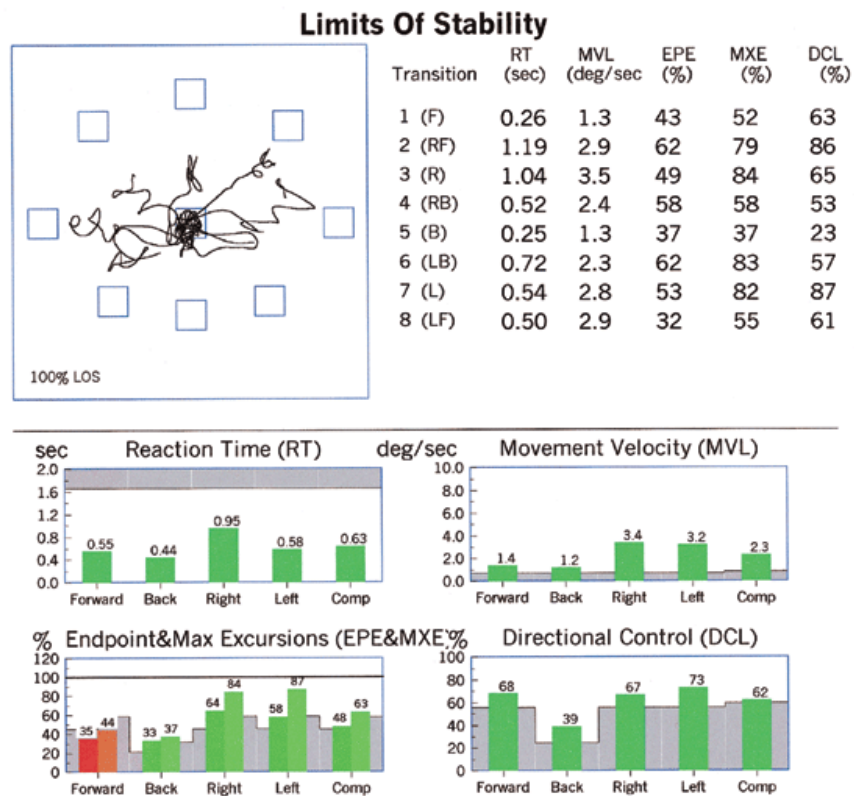


ภาพที่ 2.15 การเคลื่อนที่ของ COP และการระบุ DCL

$$DCL = \frac{\sum_{i=0}^m R_{intend,i}}{R_{total}} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (2.8)$$

- กำหนดให้
- R_{intend} = ระยะทางจริงที่ COP เคลื่อนที่ในทิศทางเข้าหาเป้าหมาย
 - m = จำนวนของเส้นทางการเคลื่อนที่ COP ในทิศทางเข้าหาเป้าหมาย
 - R_{out} = ระยะทางจริงที่ COP เคลื่อนที่ในทิศทางออกจากเป้าหมาย
 - R_{total} = ระยะทางจริงที่ COP เคลื่อนที่ทั้งหมดในการทดลอง 1 ครั้ง

การทดสอบแบบ LOS จากเครื่อง Balance Master จะแสดงผลเปรียบเทียบกับค่าข้อมูลปกติซึ่งทางบริษัท NeuroCom เป็นผู้เก็บข้อมูล เพื่อเปรียบเทียบความสามารถของผู้เข้าทดสอบกับคนปกติว่ามีความผิดปกติหรือไม่ดังภาพที่ 2.16 (พื้นที่แรเงาคือค่าปกติ)



ภาพที่ 2. 16 ตัวอย่างรายงานการทดสอบ LOS จาก Balance Master

2.3.2 นินเท็นโด วีโอบาลานซ์บอร์ด (Nintendo Wii Balance Board)

เครื่องเกมนินเท็นโดวี (Nintendo Wii) ถูกเปิดตัวครั้งแรกในวันที่ 19 พฤศจิกายน พ.ศ. 2549 ที่ประเทศสหรัฐอเมริกา นินเท็นโดวีมีจุดเด่นสำคัญคือการเล่นที่สนุกสนานของผู้เล่นต่อการบังคับเกม และการทำงานของจอยสติ๊กที่สามารถตรวจจับการทำงานได้แบบ 3 มิติ



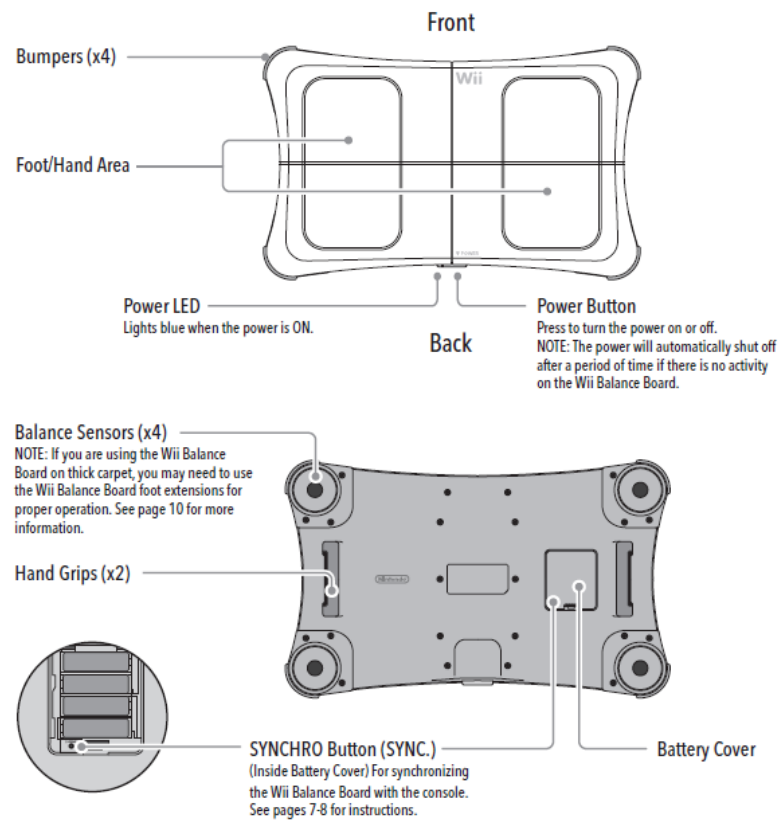
ภาพที่ 2. 17 เครื่องเกมนินเท็นโด วี

วี้อบาลานซ์บอร์ด เป็นหนึ่งในอุปกรณ์เสริมของเครื่องเกมสัินเห็นโดวี ภายใต้เกมสัีฟิต (WiiFit) โดยได้ถูกเปิดตัวครั้งแรกในเดือนธันวาคม พ.ศ.2550 ที่ประเทศญี่ปุ่น



ภาพที่ 2. 18 วีฟิต และ วี้อบาลานซ์บอร์ด

WBB มีส่วนประกอบต่างๆดังภาพที่ 2.19



ภาพที่ 2. 19 ส่วนประกอบต่างๆของวี้อบาลานซ์บอร์ด

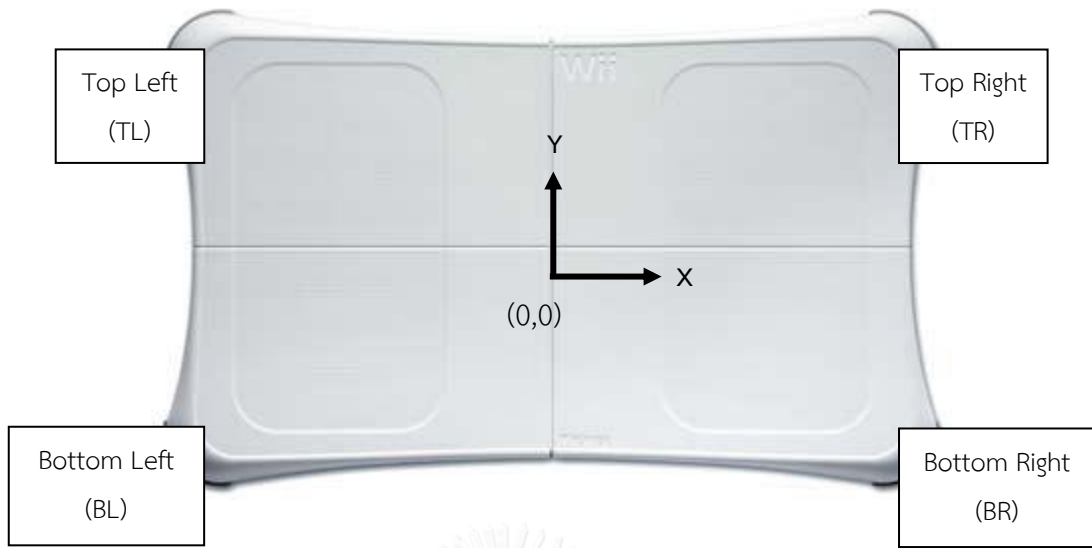
วีร็บาลานซ์บอร์ดทำงานโดยรับเข้าเป็นน้ำหนักของผู้ใช้งานผ่านเซนเซอร์ตรวจวัดแรง 4 ตำแหน่ง ที่บริเวณมุมทั้ง 4 มุมของตัวผลิตภัณฑ์ โดยสามารถรับน้ำหนักของผู้ใช้งานได้สูงสุด 150 กิโลกรัม (Nintendo, 2008) หลังจากนั้น วีร็บาลานซ์บอร์ดจะส่งข้อมูลที่อ่านได้จากเซนเซอร์ตรวจวัดแรง ไปยังเครื่องเล่นนินเทนโดวี ผ่านสัญญาณไร้สายบลูทูธ และประมวลผลออกมาทางหน้าจอ

ในทางปฏิบัติวีร็บาลานซ์บอร์ดสามารถทำหน้าที่เสมือนแผ่นตรวจวัดแรง โดยสามารถอ่านค่าแรงที่กระทำกับเซนเซอร์ตรวจวัดแรง และคำนวณค่าตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดันได้อย่างแม่นยำ แม้ว่าจะไม่เท่ากับแผ่นตรวจวัดแรงที่ใช้ในห้องปฏิบัติการทั่วไป เช่น AMTI (Barlett, Ting, และ Bingham, 2014) ดังนั้นแล้วจึงเริ่มมีการนำวีร็บาลานซ์บอร์ดมาประยุกต์ใช้ในงานวิจัยที่ไม่ต้องการความละเอียดสูงมากนักแทนที่ใช้แผ่นตรวจวัดแรงซึ่งมีราคาสูงและเคลื่อนย้ายลำบากตั้งแต่ ค.ศ. 2007 และงานวิจัยที่ใช้วีร็บาลานซ์บอร์ดแทนแผ่นตรวจวัดแรงเพื่อการศึกษาการทรงตัวก็มีแนวโน้มเติบโตมากขึ้น (Goble, Cone, และ Fling, 2014)

การเชื่อมต่อดีวีร็บาลานซ์บอร์ดกับคอมพิวเตอร์

ในการใช้งานปกติ วีร็บาลานซ์บอร์ดสามารถเชื่อมต่อโดยตรงเข้ากับเครื่องเล่นนินเทนโดวี ได้อย่างราบรื่น ทั้งนี้เครื่องเล่นนินเทนโดวี ยังไม่สามารถใช้เพื่อเก็บข้อมูลจากวีร็บาลานซ์บอร์ดได้ เพราะเครื่องเล่นนินเทนโดวี เองถูกพัฒนาเพื่อใช้เป็นเครื่องเล่นเกม ดังนั้นแล้วในแง่มุมมองการใช้งานวีร็บาลานซ์บอร์ดเพื่อการวิจัยนั้น การเชื่อมต่อดีวีร็บาลานซ์บอร์ดเข้ากับคอมพิวเตอร์จึงเป็นสิ่งที่สำคัญและมีความจำเป็นอย่างมากในการวิจัย

Goble et al., 2014 ได้ทำการศึกษาการแปลผลค่าน้ำหนักที่เซนเซอร์ตรวจวัดแรงทั้ง 4 ตัว มาประมวลผลเป็นตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดันโดยเริ่มจากการกำหนดตำแหน่งเซนเซอร์ตรวจวัดแรงแต่ละตัวและทิศทางของวีร็บาลานซ์บอร์ดดังภาพที่ 2.20 ต่อไปนี้



ภาพที่ 2. 20 การกำหนดตำแหน่งของเซนเซอร์และทิศทางบนวี้อบาลานซ์บอร์ด

จากการกำหนดจุดอ้างอิงในรูป 2.20 ข้างต้น พิกัดตำแหน่ง (x,y) ของ COP สามารถคำนวณได้ตามสมการ (1) และ (2) ดังต่อไปนี้

$$COP_x = 21 \times \left[\frac{(TR+BR) \times (TL+BL)}{(TL+BR+BL+BR)} \right] \dots\dots\dots (2.9)$$

$$COP_y = 12 \times \left[\frac{(TL+TR) \times (BL+BR)}{(TL+BR+BL+BR)} \right] \dots\dots\dots (2.10)$$

กำหนดให้ COP_x คือ ค่าตำแหน่งตามแนวแกน X ของจุด COP (ซม.)

COP_y คือ ค่าตำแหน่งตามแนวแกน Y ของจุด COP (ซม.)

พิกัด (x,y) ดังสมการ 2.1 และ 2.2 ข้างต้น สามารถนำไปใช้เพื่อเขียนโปรแกรมแสดงตำแหน่งของ COP ระหว่างการใช้งานวี้อบาลานซ์บอร์ด

สำหรับงานวิทยานิพนธ์นี้ ได้มีการเขียนโปรแกรมขึ้นเพื่อเก็บข้อมูลตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันเพื่อทำการประมวลผลความสามารถต่างๆในการทดสอบการทรงตัว ดังนั้นการกำหนดเป้าหมายจึงต้องผ่านการคำนวณเปลี่ยนความยาวจริงบนวี้อบาลานซ์บอร์ด(เซนติเมตร) ให้เป็นระยะบนจอแสดงผล (พิกเซล) ดังสมการที่ 2.11 (ซ้าย-ขวา) และสมการที่ 2.12 (หน้า-หลัง)

$$\text{ระยะพิกเซล} = COP_x \times \frac{945 \text{ พิกเซล}}{53.34 \text{ ซม.}} \dots\dots\dots (2.11)$$

$$\text{ระยะพิกเซล} = COP_y \times \frac{540 \text{ พิกเซล}}{30.48 \text{ ซม.}} \dots\dots\dots (2.12)$$

จากสมการที่ 2.11 ระยะระหว่างเป้าหมายไกลที่สุดตามแนวคิดของ Manista และ Ahmed (2012) โดยระยะระหว่างเป้าหมายไกลที่สุดตามทิศทางด้านข้าง คือ 354 พิกเซล และ จากสมการที่ 2.12 ระยะระหว่างเป้าหมายไกลที่สุดตามทิศทางหน้า-หลัง คือ 266 พิกเซล

การประยุกต์ใช้งานวี้อบาลานซ์บอร์ดกับงานวิจัยต่างๆ

การประยุกต์ใช้งานวี้อบาลานซ์บอร์ดเพื่อการทดสอบความสามารถในการทรงตัวเป็นไปอย่างแพร่หลายหลังจากวี้อบาลานซ์บอร์ดได้เปิดตัวใน ค.ศ. 2007 โดยมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องได้รับการตีพิมพ์ระหว่าง ค.ศ. 2007 – 2014 มากถึงกว่า 40 งาน และงานวิจัยที่ใช้วี้อบาลานซ์บอร์ดยังมีแนวโน้มมากขึ้นในช่วงหลัง (ค.ศ. 2011 – 2014) อีกด้วย (Goble et al., 2014)

สำหรับในแง่ความถูกต้องแม่นยำของวี้อบาลานซ์บอร์ดเมื่อเปรียบเทียบกับแผ่นตรวจวัดแรงที่ใช้งานในระดับห้องปฏิบัติการ Clark et al. (2009) ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความสามารถของวี้อบาลานซ์บอร์ดกับแผ่นตรวจวัดแรงจาก AMTI โดยเปรียบเทียบผลการทดสอบแบบรวมเบิร์ตของผู้เข้าร่วมวิจัย 30 คน ซึ่งมีอาการบาดเจ็บที่กระดูกขา จากการวิจัยพบว่าตำแหน่งการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันจากวี้อบาลานซ์บอร์ดมีความแม่นยำสูงเมื่อเปรียบเทียบกับแผ่นตรวจวัดแรง นอกจากนี้ระดับการตอบสนองขั้นต่ำ (Minimum Detectable Change) ของวี้อบาลานซ์บอร์ดสามารถทำได้ดีเทียบเท่าแผ่นตรวจวัดแรง นอกจากนี้ วี้อบาลานซ์บอร์ดนั้นยังมีราคาต่ำกว่าแผ่นตรวจวัดแรงมาก จึงสามารถสรุปได้ว่าวี้อบาลานซ์บอร์ดเป็นอุปกรณ์ที่สามารถใช้เพื่อวัดความสามารถในการทรงตัวในระดับใช้งานในคลินิกได้

Barlett et al. (2014) ได้ทำการทดสอบความแม่นยำของวี้อบาลานซ์บอร์ดโดยมุ่งเน้นหาความแตกต่างกันในแง่ความละเอียดในการวัดและการตอบสนองต่อแรงกระทำระหว่างวี้อบาลานซ์บอร์ดกับแผ่นตรวจวัดแรง ซึ่งจากการวิจัยนี้พบว่าค่าแรงที่วี้อบาลานซ์บอร์ดสามารถวัดได้มีความคลาดเคลื่อนจากแผ่นตรวจวัดแรงอยู่ที่ ± 9.1 นิวตัน และตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดันที่วี้อบาลานซ์บอร์ดวัดได้จะคลาดเคลื่อนกับแผ่นตรวจวัดแรงอยู่ที่ ± 4.1 มิลลิเมตร ผลการวิจัยนี้สามารถแนะนำได้ว่าวี้อบาลานซ์บอร์ดมีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้งานได้ในระดับการวัดแรงและตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดันที่ไม่ต้องการความละเอียดที่สูงมากนัก อาทิ การวิเคราะห์ความสามารถในการทรงตัวของมนุษย์ อย่างไรก็ตาม เมื่องานต้องการความละเอียดแม่นยำที่สูงมากวี้อบาลานซ์บอร์ดก็ยังไม่สามารถเป็นเครื่องมือที่สามารถใช้แทนได้แผ่นตรวจวัดแรงได้อย่างสมบูรณ์

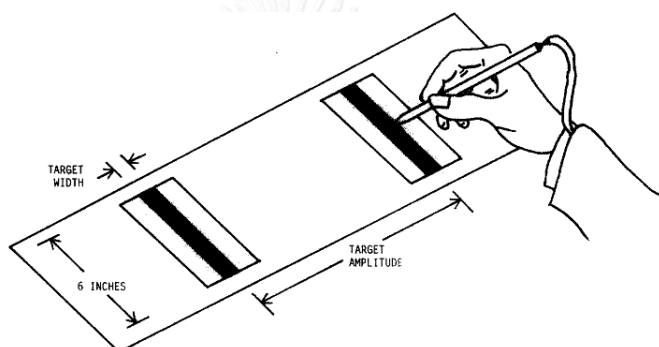
2.4 การประเมินสมรรถนะการทำงานอาศัยกฎของฟิตส์ (Fitts' law)

สมรรถนะ หมายถึง ลักษณะความสามารถของบุคคลซึ่งสะท้อนจากประสิทธิภาพการดำเนินงานและคุณภาพของงานนั้นๆ (Dov, Jane and Ping, 2007)

สมรรถนะในความหมายของฟิตซ์ (Fitts's performance) หมายถึงความสามารถของบุคคลที่จะสามารถดำรงความสามารถและประสิทธิภาพในการทำงานของบุคคลนั้นๆต่อความยากและความแม่นยำที่เปลี่ยนไปตามสภาพ (ความยากง่าย) ของงาน

กฎของฟิตซ์ (Fitts' law)

กฎของฟิตซ์ คือ การแลกเปลี่ยนความเร็วและความแม่นยำในการทำงาน (Fitts, 1954) กล่าวคือ เมื่อทำงานใดๆที่ไม่ต้องการความแม่นยำมากนั้นจะสามารถทำงานนั้นๆโดยใช้เวลาน้อย แต่เมื่องานที่จะทำจำเป็นต้องอาศัยความแม่นยำสูงก็ย่อมต้องใช้เวลาในการทำงานมากขึ้น ภาพที่ 2.21 แสดงการเคลื่อนไหวของมือไปมาระหว่างเป้าหมาย 2 จุด โดยงานก็คือการจิ้มปากกาที่บริเวณเป้าหมายสลับไปมา



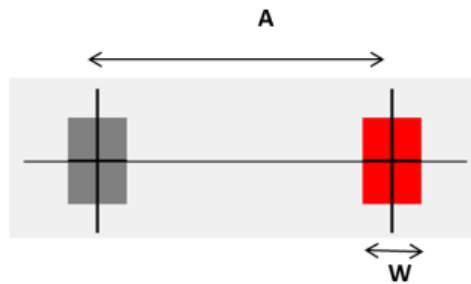
ภาพที่ 2. 21แบบจำลองของ Fitts (1954)

MacKenzie (1992) ได้ทำการศึกษากฎของฟิตซ์ และได้อธิบายถึงความสัมพันธ์ระหว่างสมรรถนะการทำงานของมนุษย์ ดัชนีความยากง่ายของงาน และระยะเวลาในการเคลื่อนที่เพื่อทำงานดังต่อไปนี้

สมรรถนะการทำงานของร่างกายมนุษย์มีความสัมพันธ์กันเป็นอัตราส่วนระหว่างดัชนีความยากง่ายของงาน (Index of Difficulty: ID) กับระยะเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ (Movement Time: MT) ดังสมการที่ 2.13

$$IP = \frac{ID}{MT} \dots\dots\dots (2.13)$$

ดัชนีความยากง่ายของงาน (ID) คือ ความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางระหว่างเป้าหมาย และขนาดของเป้าหมาย แสดงตามภาพที่ 2.22



ภาพที่ 2. 22 เป้าหมายของงานตามแบบพิตซ์

เพราะฉะนั้นแล้ว เมื่อเป้าหมายอยู่ห่างกันมากขึ้นดัชนีความยากก็จะมากขึ้น และเมื่อเป้าหมายมีขนาดเล็กลงดัชนีความยากก็จะมากขึ้นเช่นเดียวกัน ความสัมพันธ์นี้สามารถอธิบายได้ตามสมการที่ 2.14

$$ID = \log_2 \frac{A+W}{W} \dots\dots\dots (2.14)$$

ระยะเวลาการเคลื่อนที่ (MT) เป็นผลมาจากความยากง่ายของงานตามหลักการการแลกเปลี่ยนความเร็วและความแม่นยำ หากงานมีความยาก เวลาที่ใช้ในการทำงานนั้นก็จะมีมากขึ้นด้วยนั่นเอง ซึ่งก็คือ ระยะเวลาการเคลื่อนที่แปรผันตรงกับดัชนีความยากง่ายของงาน นอกจากนี้แล้ว การทำงานยังอาจเกิดความผิดพลาดระหว่างทำงาน ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังสมการที่ 2.15

$$MT = a + b ID \dots\dots\dots (2.15)$$

เมื่อแทนค่าสมการที่ 2.14 ในสมการที่ 2.15 จะได้

$$MT = a + b \log_2 \frac{A+W}{W} \dots\dots\dots (2.16)$$

โดยที่	IP	คือ	ดัชนีสมรรถนะการทำงาน (Index of performance)
	ID	คือ	ดัชนีความยากง่ายของงาน (Index of difficulty)
	MT	คือ	เวลาในการเคลื่อนที่ (Movement Time)
	A	คือ	ระยะห่างระหว่างจุดเริ่มต้นกับจุดกึ่งกลางเป้าหมาย (Amplitude)
	W	คือ	ขนาดความกว้างเป้าหมายในทิศทางเดียวกับการเคลื่อนที่ (Width)
	a, b	คือ	ค่าสัมประสิทธิ์ถดถอย (Regression coefficients)

ดังที่แสดงในสมการที่ 2.16 ค่า b คือ ค่าความชัน (Slope) ของสมการถดถอยแบบเส้นตรง ซึ่งก็คือ ค่าสมรรถนะ หรือค่า IP ของสมการ 2.13 นั่นเอง

กฎของฟิตซ์และแนวความคิดการแลกเปลี่ยนความเร็วความแม่นยำ ได้มีการประยุกต์ใช้อย่างแพร่หลายในการศึกษาเกี่ยวกับปฏิสัมพันธ์ในการทำงานระหว่างมนุษย์และคอมพิวเตอร์ (Human-Computer Interaction) ตัวอย่างเช่น

นภัทร และไพโรจน์ (2014) ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับท่าทางที่มีผลต่อสมรรถนะการใช้งานคอมพิวเตอร์แท็บเล็ต โดยทำการศึกษาท่าทางในการถือแท็บเล็ต 3 ท่า คือ วางราบบนฝ่ามือ ถือแบบคลิปบอร์ด (วางบนแขนแล้วใช้มือจับส่วนบนของแท็บเล็ต) และใช้นิ้วโป้งมือหนีบประคอง ในงานวิจัยนี้สมรรถนะในการใช้งานแท็บเล็ตใช้การชี้วัดจากการวัดสมรรถนะแบบฟิตซ์ งานวิจัยนี้สรุปได้ว่าการจับถือแบบใช้นิ้วโป้งมือหนีบประคองให้ผลสมรรถนะแบบฟิตซ์ที่ดีที่สุด

2.5 การนอนและสมรรถภาพร่างกายที่เกี่ยวข้อง

2.5.1 ความหมายของการนอนหลับ

National Institute of Health (2003) ได้กล่าวถึงการนอนหลับไว้ว่า การนอนหลับ เป็นพฤติกรรมตามธรรมชาติของมนุษย์ โดยที่มนุษย์ใช้เวลาถึงประมาณ 1 ใน 3 ของชีวิตไปกับการนอนหลับ ซึ่งการนอนหลับนี้ถือเป็นกิจกรรมบังคับที่ต้องทำ อันที่จริงแล้ว จุดมุ่งหมายของการนอนหลับยังไม่สามารถระบุได้แน่ชัดว่ามีจุดประสงค์แท้จริงคืออะไร แต่การนอนหลับมีความสำคัญมากต่อระบบประสาทสั่งงาน (Motor) และการรับรู้ (Cognitive) ดังนั้นแล้ว การนอนหลับ จึงเป็นสิ่งที่จำเป็นต่อการดำรงชีวิตอยู่

2.5.2 งานวิจัยเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของการอดนอนและสมรรถภาพร่างกาย

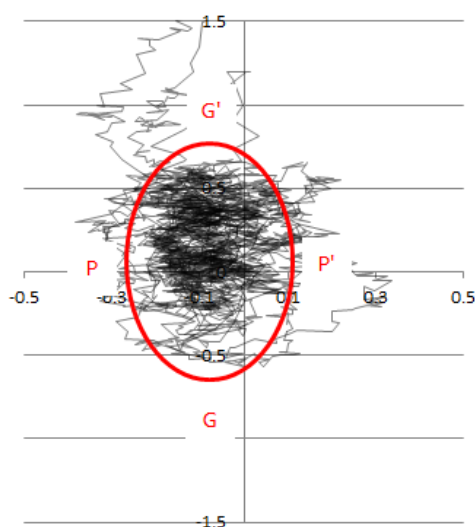
Philip et al. (2005) ได้ทำการศึกษาผลกระทบทางร่างกายจากการนอนหลับไม่เพียงพอ โดยทดสอบกับผู้เข้าร่วมการวิจัยชายสุขภาพดี 22 คน ให้ทำการขับรถต่อเนื่องบนถนนไฮเวย์ในประเทศฝรั่งเศส การนอนของกลุ่มผู้เข้าร่วมวิจัยได้ถูกควบคุมแยกเป็นสองช่วง ช่วงแรกนอนอย่างเพียงพอ ให้นอนในเวลา 21:00 น. – 8:30 น. ก่อนทำการทดสอบ ช่วงที่สองจำกัดระยะเวลาการนอน โดยให้นอนเพียง 23:00 น. – 1:00 น. การทดสอบชี้วัดโดยการนับจำนวนครั้งที่ผู้เข้าร่วมวิจัยขับรถเบี่ยงออกจากเลน และระยะเวลาตอบสนองหลังจากรถเบี่ยงออกจากเลน จากการศึกษาพบว่าผู้เข้าร่วมวิจัยช่วงที่โดนจำกัดเวลานอน (อดนอน) มีอัตราการขับรถเบี่ยงออกจากเลนมากกว่าช่วงที่นอนหลับเพียงพออย่างมีนัยสำคัญ โดยมี Incident Rate Ratio (IRR) ระหว่างช่วงอดนอนต่อช่วงนอนเพียงพอสูงถึง 8:1 และยังพบว่าระยะเวลาการนอนเป็นปัจจัยที่ทำให้เวลาการตอบสนองหลังรถเบี่ยงเลนสูงขึ้นอย่างมีนัยสำคัญอีกด้วย

Miyata et al. (2010) ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับความสัมพันธ์ของการนอนหลับที่ไม่เพียงพอกับความสามารถในการรับรู้ สมรรถภาพในการขับรถ และปริมาณการไหลของเลือดในสมอง

ผู้เข้าร่วมวิจัยจำนวน 29 คนได้ถูกกำหนดให้ทำการทดสอบ 2 ช่วงเปรียบเทียบกัน ช่วงที่หนึ่งคือได้นอนหลับ 8 ชั่วโมงขึ้นไปก่อนทำการทดสอบ และช่วงที่สองคือนอนหลับน้อยกว่า 4 ชั่วโมงในคืนก่อนการทดสอบ จากการวิจัยพบว่าผู้เข้าร่วมวิจัยมีความสามารถในการรับรู้ลดลงอย่างมีนัยสำคัญเปรียบเทียบจากนอนหลับเพียงพอและไม่เพียงพอ สมรรถภาพในการขับรถและเบรกถูกติดตามกำหนดลดลงอย่างมีนัยสำคัญเปรียบเทียบจากนอนหลับเพียงพอและไม่เพียงพอ และจำนวนเม็ดเลือดแดงที่มีออกซิเจน (Oxyhaemoglobin, oxyHb) ที่ไปเลี้ยงสมองก็มีจำนวนลดลงเช่นเดียวกัน จึงสามารถสรุปได้ว่าการนอนหลับไม่เพียงพอคือระยะเวลาการนอนหลับน้อยกว่า 4 ชั่วโมงจะทำให้การรับรู้มีประสิทธิภาพต่ำลงและสมรรถนะในการขับขี่รถยนต์ก็ลดลงเช่นเดียวกัน

การควบคุมการทรงตัวของร่างกายหลังจาก 1 คืนที่อดนอน (Fabbri et al., 2006)

Fabbri et al. (2006) ได้ทำการทดสอบสมรรถภาพการทรงตัวแบบรอมเบิร์กกับผู้เข้าร่วมวิจัย 55 คน ตลอดช่วงเวลา 22:00 น. – 8:00 น. โดยไม่มีการนอนหลับ งานวิจัยนี้มีการเก็บข้อมูลสองประเภท คือ (1) ความสามารถในการทรงตัวโดยวิธีการแบบ Romberg ทำการเก็บข้อมูล 2 ครั้ง คือ 22:00 และ 8:00 และ (2) เก็บอุณหภูมิร่างกายและความสามารถในการรับรู้ของผู้ทดลอง ทำการเก็บข้อมูลทุกๆ 2 ชั่วโมง (22:00, 24:00, 2:00, 4:00, 6:00, และ 8:00 น. ตามลำดับ) ระหว่างที่ทำการวิจัย ผู้เข้าร่วมการวิจัยจะถูกทำให้ตื่นอยู่เสมอด้วยการเปิดคอร์สเรียนระหว่างการวิจัย ซึ่งผลจากการวิจัยพบว่าผู้เข้าร่วมวิจัยมีการแกว่งของร่างกาย คือ มีขนาดพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (Support Surface: SS) มากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไปอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่ง SS คือ พื้นที่วงรีที่เป็นกรอบครอบคลุม 90% ของตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดันที่ได้จากการทดลอง ค่า SS มีวิธีการคำนวณที่สำคัญดังนี้ (Gagey et al., 1993)



ภาพที่ 2. 23 พื้นที่วงรีของ Support Surface

จากภาพที่ 2.23 ระยะ GG' และ PP' ถูกกำหนดไว้ดังนี้

$$GG' = \sqrt{4.6V_X} \dots\dots\dots (2.17)$$

$$PP' = \sqrt{4.6V_Y} \dots\dots\dots (2.18)$$

เมื่อ V_X คือ ความแปรปรวนของข้อมูล (Variance) ตามแนวแกน X
 V_Y คือ ความแปรปรวนของข้อมูล (Variance) ตามแนวแกน Y

พื้นที่ของ SS สามารถคำนวณได้ดังสมการ 2.15

$$SS = \pi \times GG' \times PP' \dots\dots\dots (2.19)$$

นอกจากนั้นแล้ว ยังพบว่าระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (Statokinesigram Length: SL) เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเช่นเดียวกับขนาดพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว ซึ่งระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันสามารถคำนวณได้โดยการหาผลรวมของระยะทางระหว่างตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดันตลอดรอบการทดลองดังนี้

$$SL = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \dots\dots\dots(2.20)$$

เมื่อ x คือ ตำแหน่งพิกัดของจุดศูนย์กลางความดันตามแนวแกน X
 y คือ ตำแหน่งพิกัดของจุดศูนย์กลางความดันตามแนวแกน Y
 n คือ จำนวนของตำแหน่งพิกัดของจุดศูนย์กลางความดันในหนึ่งรอบการทดลอง

งานวิจัยของ Fabbri et al. สรุปได้ว่า การอดนอนมีผลต่อการทรงตัวและการแกว่งตัวของร่างกายอย่างมีนัยสำคัญ

สรีรวิทยาในการภาวะอดนอนแบบไม่เรื้อรัง (Physiology of Acute Sleep Deprivation)

Eleonora et al. (2013) ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการทำงานของร่างกายเมื่อมีการอดนอนเกิดขึ้น เขาได้ทำการทดสอบกับแพทย์ประจำบ้าน (Resident Physician) จำนวน 15 คน มีการควบคุมการทดลองโดยให้ผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 15 คน อยู่ในสภาวะตื่นเป็นเวลาต่อเนื่องกัน 26 ชั่วโมงนับตั้งแต่ตื่นนอน โดยมีการจำลองสถานการณ์เสมือนว่าผู้เข้าร่วมการทดลองเหล่านี้ได้มีการเข้าเวรห้องฉุกเฉินในช่วงเวลากลางคืนซึ่งเป็นสถานการณ์ปกติที่แพทย์จำเป็นต้องเจอ งานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบการทำงานร่างกายของผู้เข้าร่วมการทดลองและวัดค่าที่เกี่ยวข้องกับระบบการไหลเวียนโลหิต ได้แก่ อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate: HR) และ ความดันโลหิต (Blood Pressure: BP) ผลของการวิจัยได้ชี้ให้เห็นว่าอัตราการเต้นของหัวใจและความดันโลหิต ของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อ

ผ่านภาวะการนอนหลับไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเปรียบเทียบกับภาวะร่างกายปกติ นอกจากนี้ยังพบว่าอัตราการหายใจต่อ 1 นาที ก็ไม่ได้เปลี่ยนแปลงไปอย่างมีนัยสำคัญหลังการนอนอีกด้วย

2.6 ชีพจรและความดันโลหิต

2.6.1 ชีพจร (มหาวิทยาลัยมหิดล, 2557)

ชีพจร (pulse) เป็นแรงสั่นสะเทือนของกระแสเลือดอันเนื่องมาจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย ทำให้ผนังหลอดเลือดแดงเกิดการขยายตัวตามจังหวะการบีบตัว การจับชีพจรก็คือการจับจังหวะการขยายตัวของหลอดเลือดแดง หรือก็คือ จับจังหวะการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของชีพจร

อัตราการเต้นของชีพจร คือ จำนวนครั้งของการเต้นของหัวใจใน 1 นาที ในสภาวะปกติของร่างกายมนุษย์ที่อายุเกินกว่า 12 ปีขึ้นไป จะอยู่ที่ 60 – 100 ครั้งต่อนาที (beats per minute: bpm)

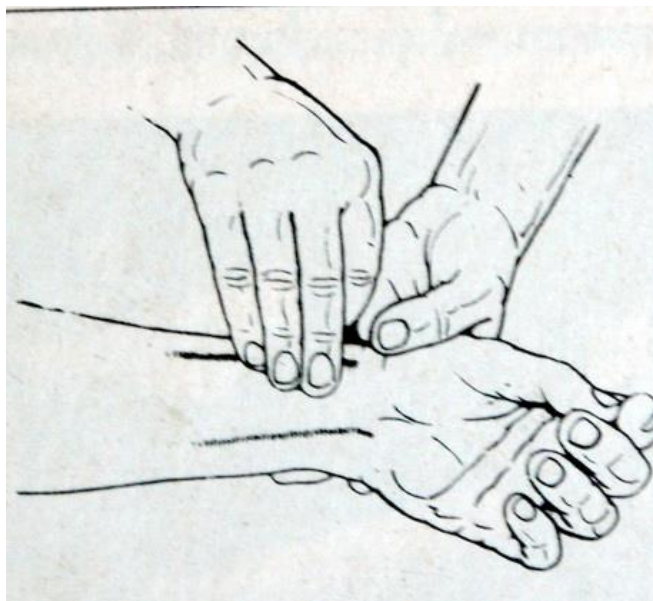
วิธีการประเมินชีพจร

การประเมินชีพจรมีด้วยกัน 2 วิธีหลัก ได้แก่

- 1) *Peripheral* เป็นการประเมินชีพจรโดยการใช้นิ้วชี้ นิ้วกลาง และนิ้วนาง กดลงบนเส้นเลือดแดงเพื่อให้รู้สึกถึงการขยายและหดตัวของหลอดเลือดแดง แล้วทำการนับครั้งที่ชีพจรเต้นในช่วงเวลา 1 นาที
- 2) *Apical* เป็นการประเมินชีพจรแบบใช้เครื่องมือ เช่น ฟังด้วยหูฟัง (stethoscope) ใช้ 34oppler ultrasound หรือ ใช้เครื่องวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้า (electrocardiogram: EKG)

ข้อควรระวังในการประเมินชีพจร

- 1) ไม่ใช้นิ้วหัวแม่มือในการคลำชีพจร เนื่องจากเส้นเลือดแดงที่นิ้วหัวแม่มือมีขนาดใหญ่ อาจทำให้เกิดการสับสนระหว่างชีพจรของผู้ประเมินและผู้ถูกประเมินได้
- 2) ไม่ควรประเมินชีพจรหลังจากผู้ถูกประเมินมีการประกอบกิจกรรมที่ใช้กำลังทันที ควรให้พักอย่างน้อย 5 – 10 นาที ก่อนทำการประเมินชีพจร
- 3) ควรให้ผู้ถูกประเมินอยู่นิ่งและไม่พูดคุยระหว่างการประเมินชีพจร



ภาพที่ 2. 24 การประเมินชีพจรโดยการคลำเส้นเลือดแดงบริเวณข้อศอก

(ภาพจาก www.doctor.ot.th)

2.6.2 ความดันโลหิต (มหาวิทยาลัยมหิดล, 2557)

ความดันโลหิต (blood pressure: BP) คือ แรงดันของเลือดที่กระทบกับผนังหลอดเลือดแดง โดยทั่วไปแล้วมีหน่วยวัดเป็น มิลลิเมตรปรอท (mm.Hg) ความดันโลหิตแบ่งได้เป็น 2 ชนิด

- 1) Systolic pressure คือ ความดันที่เกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซ้าย เพื่อฉีดเลือดออกจากหัวใจ เป็นแรงดันที่มีค่าสูง
- 2) Diastolic pressure คือ ความดันที่เกิดจากการคลายตัวของหัวใจห้องล่างซ้ายขณะพัก จึงมีค่าต่ำกว่า systolic pressure

วิธีการวัดความดันโลหิต

โดยทั่วไปทางการแพทย์นิยมวัดความดันโลหิตด้วยวิธีการวัดโดยอ้อม (Indirect หรือ non-invasive) คือ ใช้การฟังเสียงการไหลเวียนของโลหิต (ดังภาพที่ 2.24) ซึ่งมีการใช้อุปกรณ์ ได้แก่

- 1) หูฟัง (Stethoscope)
- 2) เครื่องวัดความดัน (Sphygmomanometer) มีทั้งแบบใช้ปรอทและเป็นเข็มวัดความดัน

การวัดจะเริ่มจากสวมแถบรัด (Cuff) บริเวณต้นแขน หลังจากนั้นอัดลมจากเครื่องวัดความดันเข้าไปที่แถบรัดเพื่อให้เกิดแรงดัน แรงดันจากแถบรัดจะทำให้โลหิตไม่สามารถไหลผ่านหลอดเลือดที่ถูกรัดได้ โดยปกติแล้วจะอัดความดันเข้าไปที่แถบรัดเป็นความดันสูงสุดที่คาดว่าจะมี หลังจากนั้นจะค่อยๆ ปล่อยลมออกจากแถบรัดช้าๆ เพื่อลดความดัน ในระหว่างนี้ให้ใช้หูฟังทำการฟังเสียงการสูบฉีดของ

โลหิตจากเส้นเลือดแดงที่อยู่ถัดออกมาจากแถบรัด เมื่อความดันของแถบรัดมีค่าเท่ากับกับความดันของการสูบฉีดเลือด (Systolic pressure) ผู้วัดความดันโลหิตจะได้ยินเสียงของการสูบฉีดที่เรียกว่า Korotkoff sound ค่าความดันที่ได้ยินเสียงนี้ก็คือ Systolic pressure หลังจากนั้นค่อยๆปล่อยลมออกเพื่อลดความดันลงอีก เสียง Korotkoff จะค่อยๆลดหายไป โดยจังหวะแรกที่เสียงหายไป ความดันของแถบรัด ณ เวลานั้นคือ Diastolic pressure



ภาพที่ 2. 25 การวัดความดันโลหิตโดยอ้อม (ภาพจาก www.bloodpressure-qty.com)

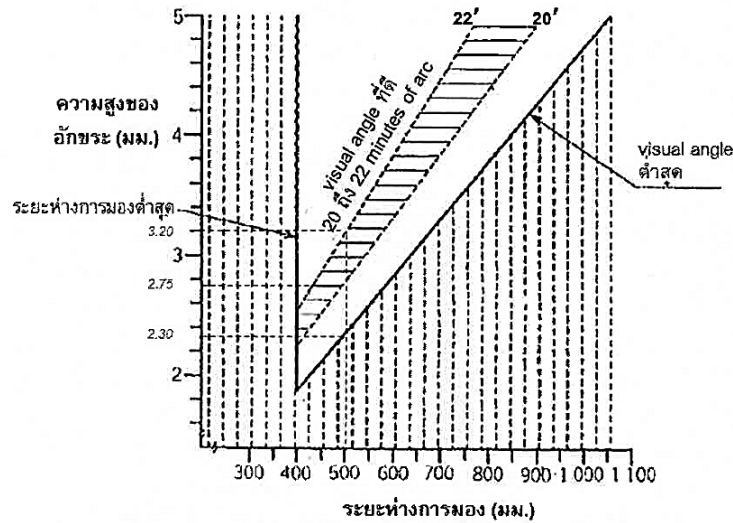
ภาวะความดันโลหิตผิดปกติ

- 1) ความดันโลหิตสูง (Hypertension) มีความดัน Systolic สูงกว่า 140 มิลลิเมตรปรอท หรือ ความดัน Diastolic สูงกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท ภาวะความดันโลหิตสูงอาจทำให้เกิดอาการ ปวดศีรษะ ตาพร่า มองไม่เห็น คลื่นไส้ อาเจียน หรืออาจชักหมดสติ
- 2) ความดันโลหิตต่ำ (Hypotension) มีความดัน Systolic ต่ำกว่า 90 มิลลิเมตรปรอท หรือ ความดัน Diastolic ต่ำกว่า 60 มิลลิเมตรปรอท ภาวะความดันโลหิตต่ำอาจทำให้เกิดอาการ อ่อนเพลีย ไม่มีแรง เหนื่อยง่าย หน้าซีด เหงื่อออก และเป็นลมหมดสติได้

2.7 มุมและระยะในการมอง

เนื่องด้วยการทดสอบสมรรถนะการทรงตัวจำเป็นที่จะต้องอาศัยการแสดงผลการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน ออกมาทางจอแสดงผล และผู้ที่ทำการทดสอบสมรรถนะจำเป็นที่จะต้องมองเห็นการแสดงผลนั้นบนจอภาพอย่างชัดเจน นภัทร (2557) ได้แนะนำระยะทางการมองโดยคำนึงถึงความสัมพันธ์ระหว่างขนาดความสูงของอักขระบนหน้าจอและระยะทางการมอง ซึ่งความสูงของอักขระสามารถใช้ไม้บรรทัดวัดที่หน้าจอได้โดยตรงไว้สำหรับอุปกรณ์ของระบบคอมพิวเตอร์ที่ใช้

แสดงผล ซึ่งผลที่แสดงอาจอยู่ในรูปตัวหนังสือ ตัวเลข เส้นกราฟ หรือภาพต่างๆ เป็นต้น กราฟแสดง ความสัมพันธ์ระยะการมองและขนาดของอักขระดังภาพที่ 2.25



ภาพที่ 2. 26 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะห่างการมองและความสูงของอักขระ

บทที่ 3

การดำเนินการวิจัย

จากการศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่าระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนมีผลต่อการทรงตัวร่างกายตามแบบรอมเบิร์กอย่างมีนัยสำคัญ (Fabbrì et al., 2006) และยังมีงานวิจัยที่ชี้ให้เห็นว่าการนอนหลับที่ไม่เพียงพอส่งผลต่อความสามารถในการขับรถ (Philip et al., 2005) และ การนอนไม่พอยังส่งผลต่อความสามารถในการรับรู้และปริมาณออกซิเจนที่ไปเลี้ยงสมอง (Miyata et al., 2010) งานวิจัยข้างต้นได้แสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์ของการอดนอนและสมรรถนะของร่างกาย รวมถึงความสามารถในการทรงตัวด้วย

งานวิจัยนี้จึงมุ่งเน้นไปที่การประเมินสมรรถนะการทรงตัวจากเกณฑ์วิธีที่แตกต่างกัน 3 วิธี โดยเปรียบเทียบสมรรถนะระหว่างผู้ที่นอนหลับเพียงพอกับผู้ที่ไม่เพียงพอ และสร้างคำแนะนำในการทดสอบสมรรถนะก่อนการทำงานเพื่อเพิ่มผลิตภาพและเพิ่มความปลอดภัยในงานที่ต้องใช้ความสามารถในการทรงตัวเพื่อทำงาน

3.1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง

1. ผู้เข้าร่วมทดลองเป็นหญิงหรือชายอายุระหว่าง 18 – 35 ปี จำนวน 17 คน
2. สำหรับการศึกษาค่าความสามารถการทรงตัวมาตรฐานด้วยวิธีการทดสอบเชิงคลินิก ดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, mCTSIB) โดยผู้เข้าร่วมการทดลองนี้เป็นนิสิตชาย-หญิง ชั้นปีที่ 3 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย มีอายุระหว่าง 19 – 21 ปี โดยมีผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งสิ้น 82 คน
3. ผู้เข้าร่วมทดลองสุขภาพแข็งแรง ไม่มีปัญหาสุขภาพเกี่ยวกับระบบประสาทในการควบคุมร่างกาย ลมชัก หรือปัญหาเกี่ยวกับการทรงตัว
4. ผู้เข้าร่วมการทดลองไม่มีปัญหาสุขภาพที่เกี่ยวข้องกับหู และระบบหูชั้นใน
5. ผู้เข้าร่วมทดลองสายตาดปกติ ยกเว้นสายตาสั้นหรือยาว ให้สวมแว่นตา หรือคอนแทคเลนส์ขณะทดสอบได้
6. ผู้เข้าร่วมทดลองเป็นผู้มีความสามารถด้านร่างกายปกติ ไม่ใช่ชนกกีฬา
7. ผู้เข้าร่วมการทดลองได้อ่านทำความเข้าใจ “หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมการวิจัย” อย่างถี่ถ้วน รวมถึงได้ลงนามรับรองการเข้าร่วมวิจัยเป็นที่เรียบร้อยแล้ว

3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีดังต่อไปนี้

1. เครื่องตรวจวัดแรง: วิกัลบานซ์บอร์ด ยี่ห้อ นินเท็นโด มีขนาด กว้าง x ยาว x สูง คือ 20.12 นิ้ว (51.10 ซม.) x 12.44 นิ้ว (31.60 ซม.) x 2.09 นิ้ว (5.31 ซม.) ประกอบด้วย เซ็นเซอร์ตรวจวัดแรง จำนวน 4 ตัวติดตั้งที่มุมทั้ง 4 มุม เชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ด้วยสัญญาณไร้สายบลูทูธ



ภาพที่ 3. 1 นินเท็นโด วิกัลบานซ์บอร์ด

2. จอแสดงผลแอลอีดี ยี่ห้อ อัสซุส (ASUS LED Backlight) ขนาดเส้นทแยงมุม 14 นิ้ว (35.56 ซม.) ความละเอียด 1,366x768 พิกเซล
3. โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเพื่อเก็บข้อมูลตำแหน่งของจุดศูนย์กลางความดัน โดยรับเข้าข้อมูลผ่านสัญญาณไร้สายบลูทูธจากวิกัลบานซ์บอร์ด
4. นาฬิกาจับเวลา เพื่อจับเวลาการทำการทดลองและเวลาพัก
5. เครื่องวัดความดันโลหิตทางต้นแขน

3.3 การกำหนดท่าทางของผู้เข้าร่วมทดลอง

3.3.1 การจัดทำทางการยืน

ท่าทางในการยืนขณะทำการทดสอบสมรรถนะการทรงตัวเป็นสิ่งที่สำคัญมาก งานวิจัยนี้จะทำการอ้างอิงการวางเท้าตามการศึกษาของ Manista และ Ahmed (2012) ดังแสดงตามภาพที่ 2.8 โดยขอบเขตฐานสนับสนุนการทรงตัวจะเป็นตัวกำหนดระยะไกลที่สุด (Maximum) ของเป้าหมายในการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดันเพื่อหลีกเลี่ยงความเสี่ยงที่ผู้เข้าร่วมทดลองจะเกิดอุบัติเหตุระหว่างทำการทดลอง

โดยก่อนการทดลองให้ผู้เข้าร่วมการทดลองยืนตัวตรง มือสองข้างแนบลำตัว ข้อเท้า เข่า สะโพก หัวไหล่ และศีรษะ เรียงกันเป็นแนวตรงตั้งฉากกับพื้น (ภาพที่ 3.2) ในช่วงระหว่างการทดลอง

ผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกขอให้อ่านร่างกายเพื่อเคลื่อนย้ายจุดศูนย์กลางความดัน (Center of pressure: COP) ไปยังทิศทางที่ปรากฏบนจอแสดงผล โดยการเอนร่างกายให้ใช้ข้อเท้าเป็นจุดหมุน ส่วนอื่นๆของร่างกายยังคงเรียงเป็นเส้นตรงเหมือนเดิม (ภาพที่ 3.2)



ภาพที่ 3. 2 ทำทางการยืนสำหรับผู้เข้าร่วมการทดลอง (ชาย) และ ทำทางขณะเอนร่างกายเพื่อทำตามขั้นตอนการทดลอง (ขวา)

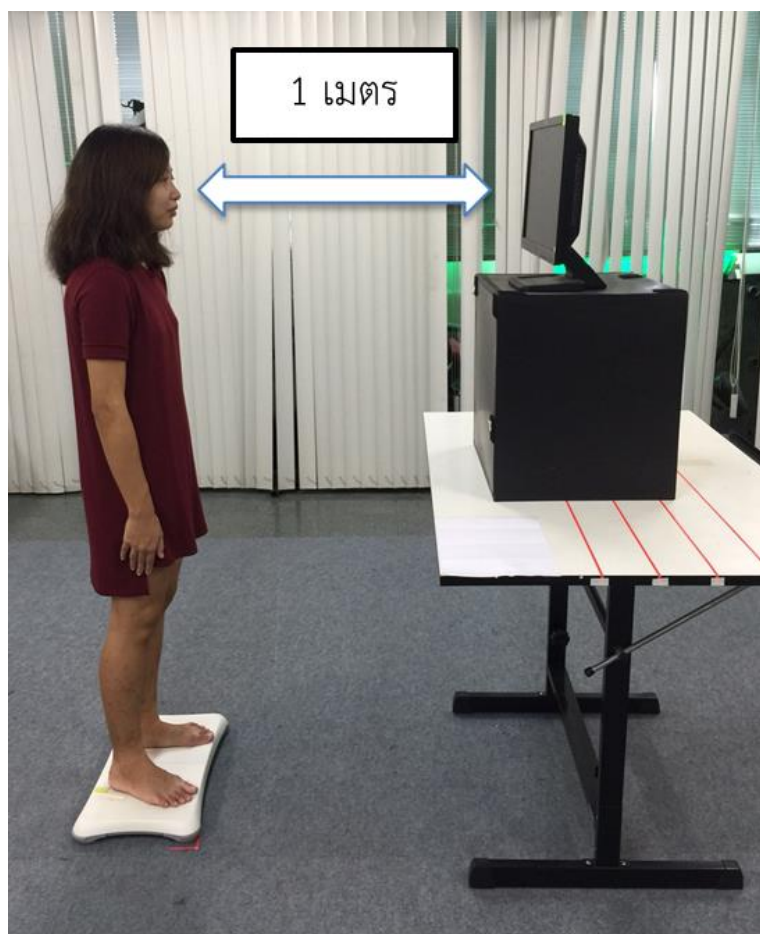
ในส่วนของคุณภาพการทดลองของผู้เข้าร่วมการทดลอง ผู้ทำวิทยานิพนธ์จะทำหน้าที่ประกอองผู้เข้าร่วมการทดลองหากมีแนวโน้มที่จะล้ม เพื่อป้องกันการบาดเจ็บที่อาจเกิดขึ้น

3.3.2 การจัดทำกรมองและการจัดวางจอแสดงผล

จากการกำหนดทำทางการยืนในการทดลองนี้ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองยืนตรง แขนแนบข้างลำตัว การจัดวางจอแสดงผลเพื่อให้ผู้เข้าร่วมการทดลองสามารถมองเห็นรายละเอียดได้ชัดเจนจึงเป็นสิ่งที่สำคัญมากเพราะอาจส่งผลต่อการตอบสนองและการควบคุมตำแหน่งจุดศูนย์กลางความดัน ซึ่งอาจส่งผลต่อความคลาดเคลื่อนของค่าสมรรถนะที่เก็บได้

ตามมาตรฐาน ISO9241 และมาตรฐานอุตสาหกรรมการผลิต ได้มีการกำหนดระยะการมองจากจอแสดงผลที่มีความสัมพันธ์กับความสูงของอักขระบนหน้าจอไว้ดังภาพที่ 2.22 ดังนั้น ในการ

ทดลองนี้จึงมีการจัดให้จอแสดงผลถูกตั้งตรงโดยตั้งความสูงระดับสายตา และให้หน้าจอต้งฉากกับผู้เข้าร่วมการทดลองโดยมีระยะห่าง 1 เมตร จากตาผู้เข้าร่วมการทดลองดังแสดงในภาพที่ 3.3



ภาพที่ 3.3 การจัดทำทางการมองจอแสดงผล

3.4 เกณฑ์วิธีการทดสอบที่เกี่ยวข้องและวิธีการดำเนินการของแต่ละเกณฑ์วิธี

งานวิจัยนี้ถูกออกแบบมาเพื่อศึกษาการประเมินสมรรถนะการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองโดยทำการศึกษาเกณฑ์วิธี (Protocol) ในการทดสอบการทรงตัวที่แตกต่างกัน 3 วิธี ได้แก่ วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, mCTSIB) วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS) และวิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance) โดยเกณฑ์วิธีในการทดสอบแต่ละประเภทจะแตกต่างกันไปดังนี้

3.4.1 วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance, mCTSIB)

ใช้วิธีการทดสอบอ้างอิงจากเกณฑ์วิธีที่ใช้ในการทดสอบ mCTSIB ของเครื่อง Balance Master (NeuroCom) และการ โดยมีวิธีการดังต่อไปนี้

1. ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองยืนบนวี้อัลบาลานซ์บอร์ดโดยวางเท้าและจัดระเบียบลำตัวตามรูปแบบที่กำหนดในหัวข้อ 3.3.1
2. เลือกเมนู “mCTSIB” บนโปรแกรม เพื่อเก็บข้อมูลการทดลองแบบ mCTSIB
3. ทำการปรับมาตรฐาน (Calibrate) ตำแหน่ง COP ให้อยู่ในจุดศูนย์กลาง
4. ทำการทดลองโดยเริ่มจากการทดลองแบบ ยืนตรงและล้มตา โดยใช้เวลา 60 วินาที
5. ทำการทดลองต่อโดยทดลองแบบ ยืนตรงและหลับตา โดยใช้เวลา 60 วินาที
6. โปรแกรมจะเก็บค่าพิกัด (x,y) ในอัตราความถี่ 60 ครั้งต่อวินาที

การวิเคราะห์ผลจะใช้ตัวชี้วัดอ้างอิงจาก การทดลองของ Fabbri (2006) และ NeuroCom Balance Master โดยทำการวิเคราะห์ผลใน 2 ส่วน ได้แก่ ค่าพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (SS) และ ระยะเคลื่อนที่ของจุด COP (SL) ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3. 2 ตารางเก็บข้อมูลและตัวชี้วัดผลการทดสอบ mCTSIB

การวิเคราะห์ผล	สภาวะการทดสอบ	
	ยืนตรง ล้มตา	ยืนตรง หลับตา
ค่าพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (SS)		
ระยะเคลื่อนที่ของจุด COP (SL)		

ทั้งนี้ การคำนวณหาค่า SS และ SL สามารถทำการคำนวณจากการเก็บข้อมูลตำแหน่งของจุด COP ตามสมการที่ 2.19 และ 2.20 ตามลำดับ โดยค่า SS และ SL มีความหมายดังต่อไปนี้

- SS คือพื้นที่ที่จุด COP ของผู้เข้าร่วมการทดลองเดินทางระหว่างทำการทดลองซึ่งแสดงถึงความสามารถของผู้เข้าร่วมการทดลองในการตอบสนองต่อการเอนของร่างกาย
- SL คือระยะทางที่จุด COP เดินทางระหว่างทำการทดลองแสดงถึงการแกว่งของร่างกายขณะพยายามทรงตัวในท่ายืนนิ่ง

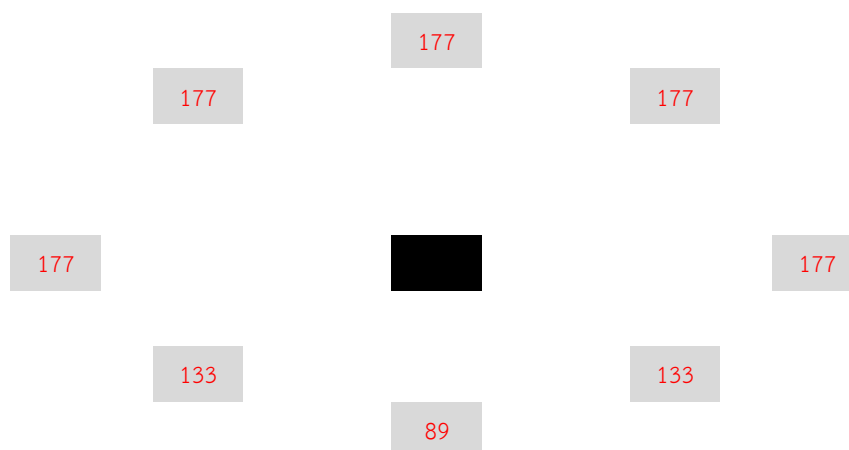
สมมติฐานของการทดสอบแบบ mCTSIB

เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองอยู่ในภาวะที่ตื่นนอนเป็นเวลายาวนาน ค่า SS และ SL ทั้งในสภาวะล้มตาและหลับตาของผู้เข้าร่วมการทดลองในการทดสอบแบบ mCTSIB จะมีค่าเพิ่มสูงขึ้นแปรผันตรงกับเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงตื่นนอนอยู่

3.4.2 วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS)

ใช้วิธีการทดสอบอ้างอิงจากเกณฑ์วิธีที่ใช้ในการทดสอบแบบ LOS ของเครื่อง Balance Master (NeuroCom) โดยมีวิธีการดังต่อไปนี้

1. ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองยืนบนวี้อบาลานซ์บอร์ดโดยวางเท้าและจัดระเบียบลำตัวตามรูปแบบที่กำหนดในหัวข้อ 3.3.1
2. เลือกเมนู “LOS” บนโปรแกรม เพื่อเก็บข้อมูลการทดลองแบบ LOS
3. ทำการปรับมาตรฐาน (Calibrate) ตำแหน่ง COP ให้อยู่ในจุดศูนย์กลาง
4. กำหนดระยะทางของแต่ละเป้าหมาย (หน่วยพิกเซล) ดังภาพที่ 3.4
5. ทำการทดลองโดยโปรแกรมจะทำการกำหนดเป้าหมาย 8 ทิศ โดยผู้เข้าร่วมการทดลองจะต้องพยายามเคลื่อนจุด COP ให้อยู่ในเป้าหมาย แต่ละเป้าหมายจะกำหนดเวลาไว้ 8 วินาที หลังจากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการทดลองกลับสู่จุดเริ่มต้น และเริ่มการทดลองกับเป้าหมายใหม่ เป้าหมายแรกจะเริ่มที่ทิศทาง 12 นาฬิกา และขยับในทิศทางตามเข็มนาฬิกา 45 องศา ทำเช่นนี้จนครบ 8 เป้าหมาย ตามกระบวนการทดสอบ LOS ของ NeuroCom (2012)
6. โปรแกรม จะเก็บค่าพิกัด (x,y) ในอัตราความถี่สูงกว่า 50 ครั้งต่อวินาที



ภาพที่ 3. 4 การกำหนดระยะทางเป้าหมายในการทดสอบ LOS

การวิเคราะห์ผลจะใช้รูปแบบเดียวกับ Balance Master โดยทำการวิเคราะห์ผลสำหรับตัวชี้วัด 5 ตัว เช่นเดียวกันกับรายงานการทดสอบของ Balance Master ได้แก่ ดังตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.3 ตารางเก็บข้อมูลและตัวชี้วัดผลการทดสอบ LOS

การวิเคราะห์ผล	ตำแหน่งเป้าหมาย							
	หน้า	หน้าขวา	ขวา	หลังขวา	หลัง	หลังซ้าย	ซ้าย	หน้าซ้าย
ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ COP (MVL)								
จุดสิ้นสุดในการเคลื่อนที่ครั้งแรก (EPE)								
ระยะทางไกลที่สุดที่ทำได้ (MXE)								
ค่าความสามารถในการควบคุม ทิศทางการเคลื่อนที่ (DCL)								

ทั้งนี้ การคำนวณหาค่า MVL, EPE, MXE และ DCL สามารถทำการคำนวณจากการเก็บข้อมูลตำแหน่งของจุด COP ตามสมการที่ 2.5, 2.6, 2.7 และ 2.8 ตามลำดับ โดยค่า MVL, EPE, MXE และ DCL มีความหมายดังต่อไปนี้

- MVL คือ ความเร็วในการเอนตัวเพื่อควบคุมจุด COP ให้เข้าสู่จุดหมายให้เร็วที่สุด ค่า MVL นี้แสดงถึงความสามารถในการควบคุมร่างกาย
- EPE คือ ระยะทางในทิศทางเข้าหาเป้าหมายที่ทำได้ในการเคลื่อนที่ครั้งแรก ค่า EPE แสดงถึงความสามารถในการควบคุมร่างกายให้สัมพันธ์กับทิศทางเป้าหมาย
- MXE คือ ระยะทางไกลที่สุดที่ทำได้ในช่วงการทดลอง ค่า MXE แสดงถึงความสามารถในการควบคุมตัวเองให้เข้าสู่ขีดจำกัดของการทรงตัวตามทิศทางเป้าหมาย
- DCL คือ สัดส่วนระยะทางที่มุ่งหน้าเข้าหาเป้าหมายต่อระยะทางทั้งหมดในช่วงการทดลอง ค่า DCL แสดงถึงความสามารถในการควบคุมร่างกายให้มุ่งหน้าเข้าหาเป้าหมาย

สมมติฐานของการทดสอบแบบ LOS

เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองอยู่ในภาวะที่ตื่นนอนเป็นเวลายาวนาน ค่า MVL, EPE, MXE และ DCL ของผู้เข้าร่วมการทดลองในการทดสอบแบบ LOS จะมีค่าลดลงขึ้นแปรผกผันกับเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงตื่นนอนอยู่

3.4.3 วิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance)

การประเมินสมรรถนะตามแบบฟิตส์ มีการทำการทดลองตามขั้นตอนวิธีต่อไปนี้

1. ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองยืนบนวีลบาลานซ์บอร์ดโดยวางเท้าและจัดระเบียบลำตัวตามรูปแบบที่กำหนดในหัวข้อ 3.3.1
2. เลือกเมนู “Fitts” บนโปรแกรม เพื่อเก็บข้อมูลการทดลองแบบฟิตส์
3. ทำการปรับมาตรฐาน (Calibrate) ตำแหน่ง COP ให้อยู่ในจุดศูนย์กลาง
4. เริ่มทำการทดลองด้วยการสุ่มเลือกทิศทางการทดสอบจาก 2 รูปแบบในตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3. 4 รูปแบบการทดลอง แบ่งตามระนาบและการเคลื่อนที่ของ COP

รูปแบบที่	ระนาบ (Plane)	ทิศทางการเคลื่อนที่ COP
1	Frontal	หน้า-หลัง (Anterior-Posterior)
2	Sagittal	ซ้าย-ขวา (Lateral, Left-Right)

5. ดำเนินการปฏิบัติจริงโดยให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเอนตัวโดยให้ข้อเท้าเป็นจุดหมุนเพื่อเคลื่อนตำแหน่งของจุด COP ที่แสดงบนจอแสดงผลไปหาเป้าหมายที่ต้องการและให้ใช้เมาส์ที่ถือในมือคลิกเมื่อจุด COP อยู่ในเป้าหมายเพื่อเป็นการยืนยัน ถ้าผู้เข้าร่วมการทดลองสามารถทำสำเร็จ เป้าหมายจะเปลี่ยนไปอยู่อีกอันหนึ่ง
6. ผู้เข้าร่วมการทดลองจะต้องเคลื่อนจุด COP ไปกลับระหว่างเป้าหมาย 2 จุดให้เร็วที่สุด เป็นจำนวน 10 ครั้งต่อ 1 เงื่อนไข สำหรับเงื่อนไขดัชนีความยากของงานให้สุ่มเลือกจากเงื่อนไข 3 เงื่อนไขที่แสดงไว้ตามตารางที่ 3.4
7. หากการเลือกรูปแบบในขั้นตอนที่ 4 ได้เป็นรูปแบบที่ 1 (ตามตาราง 3.3) ให้อ้างอิงตามเงื่อนไขตามตารางที่ 3.4 ถ้าเป็นรูปแบบที่ 2 ให้อ้างอิงจากตารางที่ 3.5
8. โปรแกรม จะเก็บเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของแต่ละเป้าหมาย และค่าพิกัด (x,y) ในอัตราความถี่สูงกว่า 50 ครั้งต่อวินาที

ตารางที่ 3. 5 เงื่อนไขดัชนีความยากของงานสำหรับรูปแบบการทดลองที่ 1

เงื่อนไข (ก)	ดัชนีความยาก ง่ายของงาน (ID)	ความกว้างของ เป้าหมาย (Width)	ระยะทาง เป้าหมาย (Amplitude)	ร้อยละจากค่า ระยะทางสูงสุด
1	2.94	40	266	100
2	2.58	40	199	75
3	2.11	40	133	50

ตารางที่ 3. 6 เงื่อนไขดัชนีความยากง่ายของงานสำหรับรูปแบบการทดลองที่ 2

เงื่อนไข (ข)	ดัชนีความยาก ง่ายของงาน (ID)	ความกว้างของ เป้าหมาย (Width)	ระยะทาง เป้าหมาย (Amplitude)	ร้อยละจากค่า ระยะทางสูงสุด
1	3.30	40	354	100
2	2.94	40	266	75
3	2.44	40	177	50

การวิเคราะห์ผลจะเก็บข้อมูลเป็นเวลาที่ใช้ในการเคลื่อนที่ของแต่ละเป้าหมาย และจะใช้กฎของพีตซ์ เพื่อคำนวณหาค่าดัชนีสมรรถนะ (IP) เป็นตัวชี้วัด ดังตารางที่ 3.6

ตารางที่ 3. 7 ตารางเก็บข้อมูลและตัวชี้วัดผลการทดสอบประเมินสมรรถนะแบบพีตซ์

การวิเคราะห์ผล	รูปแบบการทดสอบ (ทิศทางการเคลื่อนที่)	
	หน้า-หลัง	ซ้าย-ขวา
ค่าดัชนีสมรรถนะ (IP)		
จุดตัดแกน Y (Y-Interception)		

ทั้งนี้ การคำนวณหาค่า IP และ Y-Interception สามารถทำการคำนวณจากการเก็บข้อมูลตำแหน่งของจุด COP ตามสมการที่ 2.16 โดยค่า IP และ Y-Interception มีความหมายดังต่อไปนี้

- IP คือค่าดัชนีสมรรถนะแบบพีตซ์ของผู้เข้าร่วมการทดลอง ค่า IP แสดงถึงสมรรถนะในการทำงานของผู้เข้าร่วมการทดลอง

- Y-Interception คือจุดตัดแกน Y ของสมการถดถอยเชิงซ้อนในการทดสอบแบบ Fitts ค่า Y-Interception แสดงถึงความเร็วในการเคลื่อนที่เพื่อทำงาน

สมมติฐานของการทดสอบแบบ Fitts' Performance

เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองอยู่ในภาวะที่ตื่นนอนเป็นเวลายาวนาน ค่า IP และ Y-Interception ของผู้เข้าร่วมการทดลองในการทดสอบแบบ Fitts' Performance จะมีค่าลดลงขึ้นแปรผกผันกับเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงตื่นนอนอยู่

3.5 วิธีการดำเนินการทดลองและเก็บข้อมูล

งานวิจัยนี้ถูกออกแบบมาเพื่อทำการทดสอบการทรงตัวโดยมุ่งหวังจะศึกษาความเปลี่ยนแปลงของความสามารถในการทรงตัวเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มขึ้น โดยมีเกณฑ์วิธีที่เกี่ยวข้องเพื่อใช้ทดสอบความสามารถการทรงตัว 3 เกณฑ์วิธี ดังที่ได้กล่าวในหัวข้อ 3.4 ซึ่งผู้เข้าร่วมการทดลอง 1 คน จะต้องทำการทดลองใน 2 สภาวะ คือ ในสภาวะปกติและในสภาวะอดนอน แต่ละสภาวะการทดลองผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกร้องขอให้ทำการทดสอบการทรงตัวโดยใช้เกณฑ์วิธีการทดสอบ 3 เกณฑ์วิธีเช่นเดียวกัน

3.5.1 การทดสอบการทรงตัวในสภาวะปกติ

การทดสอบในสภาวะปกติจะทำการทดสอบกับผู้เข้าร่วมการทดลองภายในช่วงเวลา 11:00 – 15:00 นาฬิกา โดยมีขั้นตอนการทดสอบดังต่อไปนี้

1. ผู้เข้าร่วมการทดลองจะได้รับการอธิบายรายละเอียดของงานวิจัยให้กับผู้เข้าร่วม และให้ผู้เข้าร่วมการทดลองลงนามยอมรับใน “หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัย” ตามระเบียบของ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย
2. ผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกร้องขอให้พักผ่อนอย่างน้อย 6 ชั่วโมง โดยไม่อนุญาตให้ดื่มเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ในคืนก่อนวันที่ทำการทดลอง และตื่นนอนเวลา 8:00 นาฬิกา ในตอนเช้าของวันที่ทำการทดลอง
3. เก็บข้อมูลส่วนตัวเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมการทดลอง อาทิ อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก ปัญหาทางสุขภาพ การใช้ยาซึ่งอาจมีผลต่อระบบประสาท และเวลาที่ตื่นนอนเข้าวันที่เข้าร่วมทำการทดลอง เป็นต้น

4. ทำการวัดอัตราการเต้นหัวใจ และความดันโลหิตของผู้เข้าร่วมการทดลอง หากพบว่าอัตราการเต้นชีพจร หรือความดันโลหิตของผู้เข้าร่วมการทดลองมีความผิดปกติให้พัก 5 นาทีแล้ววัดซ้ำ หากยังมีความผิดปกติอยู่ให้หยุดการทดลองทันที
5. จัดสถานีงาน และทำยีนของผู้เข้าร่วมการทดลองตามที่กำหนดในหัวข้อ 3.2 ข้างต้น และควบคุมสภาพแวดล้อมโดยรอบให้ไม่มีเสียงรบกวนระหว่างการทดลอง
6. เปิดโปรแกรม อธิบายถึงวิธีการดำเนินการทดลองให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเข้าใจ และทดลองปฏิบัติ ทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือ
7. เริ่มทำการทดลองด้วยการทดสอบตามเกณฑ์วิธีแบบ mCTSIB โดยทำซ้ำ 1 ครั้ง
8. หลังจากทำการทดลองเสร็จ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองพัก 1 นาที
9. ทำการทดลองต่อโดยทดสอบตามเกณฑ์วิธีแบบ LOS โดยทำซ้ำ 1 ครั้ง
10. หลังจากทำการทดลองเสร็จ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองพัก 1 นาที
11. ทำการทดลองต่อสำหรับเกณฑ์วิธีการทดสอบสมรรถนะแบบพิตซ์ โดยทำซ้ำ 1 ครั้ง รวมเป็น 2 ครั้งการทดลอง (2 replications) ถือว่าทำการทดลองเสร็จสิ้นสำหรับ 1 รอบการทดลองของ 1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง
12. สำหรับผู้เข้าร่วมการทดลอง 1 คน ผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกร้องขอให้ทำการทดลองตามขั้นตอนที่ 1 ถึง 11 รวมทั้งสิ้น 5 รอบการทดลอง ซึ่งแบ่งทำวันละครั้งการทดลอง
13. เปลี่ยนผู้เข้าร่วมการทดลองแล้วทำการทดลองตามขั้นตอนที่ 1 ถึง 12 จนครบทุกคน
14. ระหว่างการทดลองจะไม่อนุญาตให้ผู้เข้าร่วมการทดลองทานยาหรือเครื่องดื่มที่มีฤทธิ์ต่อระบบประสาท ทั้งนี้ การสูบบุหรี่ ทานขนม สามารถทำได้

3.5.2 การทดสอบการทรงตัวในสภาวะอดนอน

การทดสอบในสภาวะอดนอนจะเริ่มเก็บข้อมูลการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองหลังจากได้ตื่นนอนมามากกว่า 12 ชั่วโมง ซึ่งการทดสอบจะแบ่งเป็นช่วงเวลาตามตารางที่ 3.7 และมีรายละเอียดขั้นตอนการทดลองดังนี้

1. ผู้เข้าร่วมการทดลองจะได้รับการอธิบายรายละเอียดของงานวิจัยให้กับผู้เข้าร่วม และให้ผู้เข้าร่วมการทดลองลงนามยอมรับใน “หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมงานวิจัย” ตามระเบียบของ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์ มหาวิทยาลัย

2. ผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกร้องขอให้พักผ่อนอย่างน้อย 6 ชั่วโมง โดยไม่อนุญาตให้ดื่มเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ในคืนก่อนวันที่ทำการทดลอง และตื่นนอนเวลา 6:00 นาฬิกา ในตอนเช้าของวันที่ทำการทดลอง
3. เก็บข้อมูลส่วนตัวเบื้องต้นของผู้เข้าร่วมการทดลอง อาทิ อายุ ส่วนสูง น้ำหนัก ปัญหาทางสุขภาพ การใช้จ่ายซึ่งอาจมีผลต่อระบบประสาท และเวลาที่ตื่นนอนเช้าวันที่เข้าร่วมทำการทดลอง เป็นต้น
4. ทำการวัดอัตราการเต้นหัวใจ และความดันโลหิตของผู้เข้าร่วมการทดลอง หากพบว่าอัตราการเต้นชีพจร หรือความดันโลหิตของผู้เข้าร่วมการทดลองมีความผิดปกติให้พัก 5 นาทีแล้ววัดซ้ำ หากยังมีความผิดปกติอยู่ให้หยุดการทดลองทันที
5. จัดสถานี่งาน และท่ายืนของผู้เข้าร่วมการทดลองตามที่กำหนดในหัวข้อ 3.2 ข้างต้น และควบคุมสภาพแวดล้อมโดยรอบให้ไม่มีเสียงรบกวนระหว่างการทดลอง
6. เปิดโปรแกรม อธิบายถึงวิธีการดำเนินการทดลองให้ผู้เข้าร่วมการทดลองเข้าใจ และทดลองปฏิบัติ ทำความคุ้นเคยกับเครื่องมือ
7. เริ่มทำการทดลองด้วยการทดสอบตามเกณฑ์วิธีแบบ mCTSIB โดยทำซ้ำ 1 ครั้ง
8. หลังจากทำการทดลองเสร็จ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองพัก 1 นาที
9. ทำการทดลองต่อโดยทดสอบตามเกณฑ์วิธีแบบ LOS โดยทำซ้ำ 1 ครั้ง
10. หลังจากทำการทดลองเสร็จ ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองพัก 1 นาที
11. ทำการทดลองต่อสำหรับเกณฑ์วิธีการทดสอบสมรรถนะแบบพิตซ์ โดยทำซ้ำ 1 ครั้ง ถือว่าทำการทดลองเสร็จสิ้นสำหรับ 1 ช่วงเวลา ของ 1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง
12. ทำการทดลองตามลำดับที่ 1 ถึง 11 ซ้ำทุก 2 ชั่วโมง โดยเริ่มครั้งแรกเวลา 20:00 น. ไปจนถึงเวลา 8:00 น. ของวันรุ่งขึ้น นับรวมทั้งสิ้น 7 ช่วงเวลาตามตารางที่ 3.7 เป็นอันเสร็จสิ้นการทดลองสำหรับ 1 ผู้เข้าร่วมการทดลอง
13. เปลี่ยนผู้เข้าร่วมการทดลอง แล้วทำซ้ำตั้งแต่ขั้นตอนที่ 1 ถึง 12
14. ระหว่างการทดลองจะไม่อนุญาตให้ผู้เข้าร่วมการทดลองทานยาหรือเครื่องดื่มที่มีฤทธิ์ต่อระบบประสาท ทั้งนี้ การสูบบุหรี่ ทานขนมหรืออาหาร สามารถทำได้

ตารางที่ 3. 8 ตารางเวลาการทำการทดลอง

ทดลองครั้งที่	1	2	3	4	5	6
เวลา (น.)	20:00	22:00	24:00	02:00	04:00	06:00
ระยะเวลาออก นอน (ชม.)	12	14	16	18	20	22

3.6 การตรวจสอบและประเมินผลการทดลอง

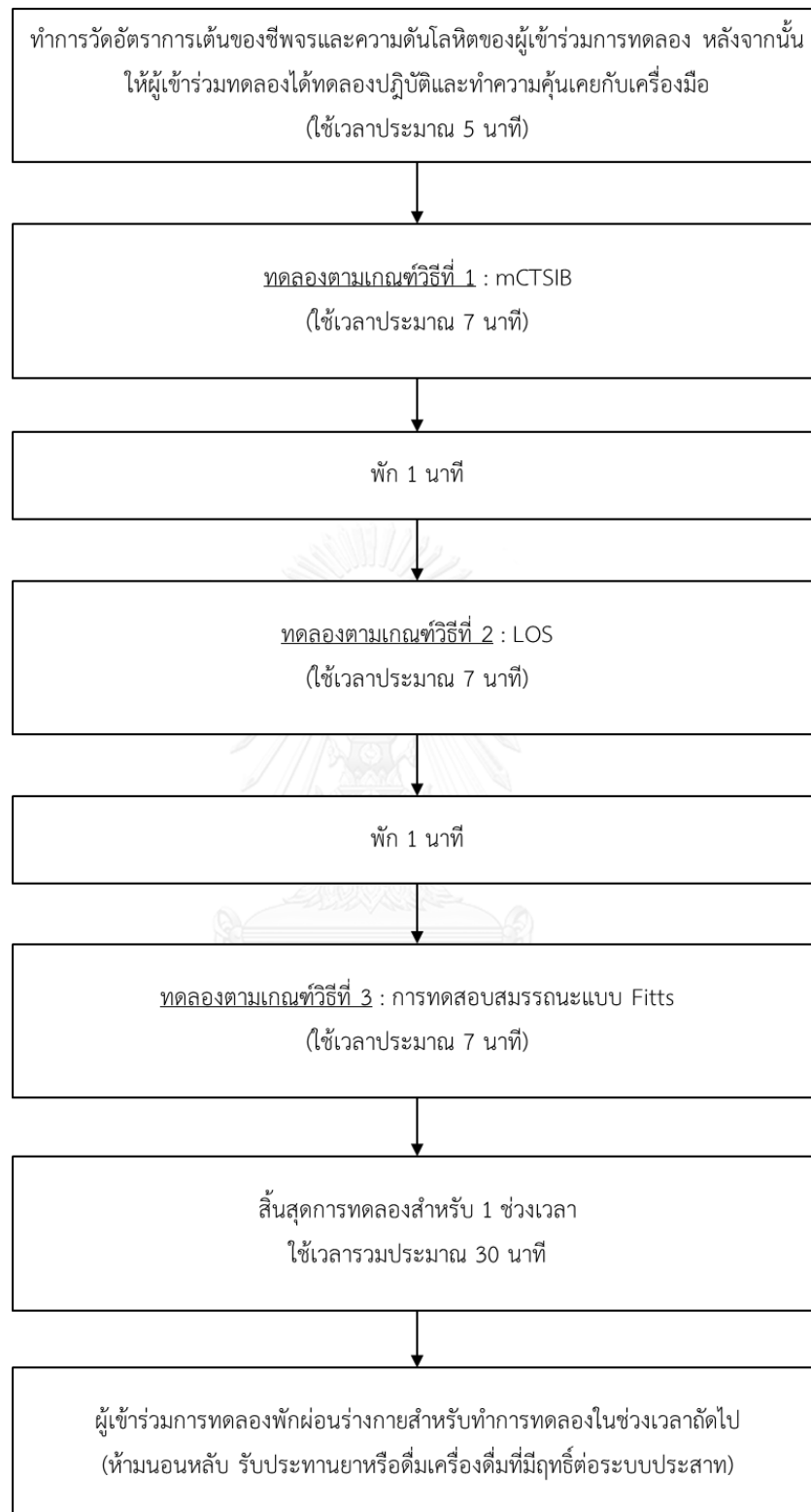
การทำการทดลองผ่านโปรแกรมสำหรับวีร็อบาลานซ์บอร์ด โปรแกรมจะเก็บข้อมูลดิบเป็นระยะเวลาที่ใช้ในการทดลองด้วยความถี่สูงกว่า 50 ครั้งต่อวินาที และเก็บตำแหน่งพิกัดของ COP ซึ่งถือเป็นข้อมูลเริ่มต้น ในส่วนของการประเมินสมรรถนะแบบพิตซ์ โปรแกรมจะเก็บข้อมูลเป็นระยะเวลาในการเคลื่อนที่ (Movement Time: MT) โดยนับตั้งแต่เริ่มทำการทดลองจนกระทั่งจุด COP เคลื่อนที่เข้าสู่เป้าหมายได้สมบูรณ์ ทั้งนี้เวลาจะไม่ถูกหยุดและนับหากจุด COP ไม่สามารถเข้าสู่เป้าหมายและทำตามเงื่อนไขได้สมบูรณ์ ดังนั้นแล้วผลลัพธ์ทั้งหมดที่ได้จากโปรแกรมนี้นี้ จึงเป็นผลลัพธ์ที่มีความถูกต้องสมบูรณ์ในตัวเองทุกผลลัพธ์

3.7 เวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองอยู่ในกระบวนการเก็บข้อมูล

การทดสอบสมรรถนะการทรงตัวสำหรับผู้เข้าร่วมการทดลอง 1 คน ใน 1 ช่วงเวลา กำหนดให้ต้องทำการทดลองทั้งหมด 3 เกณฑ์วิธี และทำซ้ำ 1 ครั้ง รวมเป็นทำการทดลอง 2 ครั้ง (2 Replications) สำหรับทุกๆเกณฑ์วิธี กระบวนการทั้งหมดนี้จะใช้เวลาประมาณ 30 นาที ต่อ 1 ช่วงเวลา แสดงเป็นแผนภูมิดังภาพที่ 3.5

สำหรับการทดลองนี้ จะมีการเก็บข้อมูลทุก 2 ชั่วโมง คิดเป็น 6 ช่วงเวลา เริ่มครั้งแรกตั้งแต่ 20:00 น. จนกระทั่ง 6:00 น. ของเช้าวันรุ่งขึ้น (ดังตาราง 3.7) การเก็บข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมการทดลอง 1 คน ตั้งแต่เริ่มจนเสร็จสมบูรณ์จะใช้เวลาทั้งสิ้นประมาณ 10 ชั่วโมง งานวิจัยชิ้นนี้จะดำเนินการทดลองเก็บข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 17 คน ดังนั้นการเก็บข้อมูลจากผู้ร่วมการทดลองจะใช้เวลาทั้งสิ้นประมาณ 170 ชั่วโมง (10 ชั่วโมงต่อคน)

การเก็บข้อมูลเพื่อการวิจัยนี้สามารถจัดตารางการทดลองได้เพียงรูปแบบเดียวเนื่องจากความต้องการที่จะศึกษาปัจจัยต้นก็คือการอดนอน ดังนั้นแล้วตารางการทดลองจึงต้องถูกจัดวางไม่ให้ผู้เข้าร่วมการทดลองต้องได้รับผลกระทบจากการอดนอนในวันถัดไปมากนัก การทดลองจะถูกจัดขึ้นในคืนวันศุกร์ต่อเนื่องไปถึงเช้าวันเสาร์เพื่อให้ผู้เข้าร่วมการทดลองได้พักผ่อนในวันถัดไป การทดลองเก็บข้อมูลจะทำกับผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 2 คนต่อหนึ่งวัน โดยผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งสิ้น 17 คน จะใช้เวลาทำการทดลองทั้งหมดไม่เกิน 10 สัปดาห์ (และสำรอง 1 สัปดาห์)



ภาพที่ 3. 5 แผนผังขั้นตอนการทดลองและเก็บข้อมูลในสภาวะอดนอน

3.8 การออกแบบการทดลอง

งานวิจัยนี้จะทำการศึกษาความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่ออดนอนติดต่อกันเป็นระยะเวลารวม 22 ชั่วโมง ทั้งนี้แล้ว จะทำการศึกษาเกณฑ์วิธี (Protocol) ที่ใช้ในการวัดความสามารถในการทรงตัวที่แตกต่างกัน 3 วิธี ได้แก่ การทดสอบ mCTSIB การทดสอบ LOS และการทดสอบสมรรถนะแบบพิตซ์ ซึ่งการทดสอบทั้ง 3 เกณฑ์วิธีนี้มีความเป็นอิสระต่อกัน ดังนั้นการออกแบบการทดลองของทั้ง 3 เกณฑ์วิธี จึงแตกต่างกัน

3.8.1 การออกแบบการทดลองของการทดสอบ mCTSIB

การทรงตัวร่างกายขณะยืนนิ่ง mCTSIB ได้มีการออกแบบรูปแบบการทดลองของงานเป็นงานแบบ Full Factorial Design 6x2 (ช่วงเวลาxเงื่อนไขการล้มตา) โดยมีระดับในแต่ละปัจจัยดังนี้

1. ช่วงเวลา แบ่งออกเป็น ช่วงเวลาที่ 1 ถึง ช่วงเวลาที่ 6
2. เงื่อนไขการล้มตา แบ่งออกเป็น ล้มตา และ กลับตา

การทดลองดังกล่าวจะดำเนินการกับผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งสิ้น 17 คน ดังนั้นแล้ว จำนวนข้อมูลผลการทดลองที่เก็บได้จะมีทั้งหมด $6 \times 2 \times 17 = 204$ ค่า ดังแสดงในตารางที่ 3.8

อย่างไรก็ดี เพื่อความแม่นยำของผลการทดลอง ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนจะถูกขอร้องให้ทำการทดลองซ้ำอีก 1 ครั้ง รวมเป็น 2 รอบการทดลอง (2 Replications) โดยสรุปแล้ว ผลการทดลองที่จะสามารถเก็บได้จากการออกแบบการทดลองครั้งนี้จึงรวมทั้งหมดเป็น 408 ค่า

ตารางที่ 3. 9 การออกแบบการทดลองสำหรับการทดสอบ mCTSIB

ช่วงเวลา	เงื่อนไขการล้มตา	
	ล้มตา	กลับตา
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		

วิเคราะห์ค่าปัจจัยตาม

- 1) SS
- 2) SL

3.8.2 การออกแบบการทดลองของการทดสอบ LOS

การทดสอบ LOS จะศึกษาความสามารถในการทรงตัวเพื่อนำพา COP ไปสู่จุดเป้าหมายในทิศทางต่างๆ 8 ทิศ โดยทำการทดสอบที่ระยะทางไกลสุดที่ร่างกายจะสามารถทำได้ ซึ่งได้กำหนดรูปแบบการทดลองของงานเป็นแบบ Full Factorial Design 6x8 (ช่วงเวลาxตำแหน่งเป้าหมาย) โดยมีระดับในแต่ละปัจจัยดังนี้

1. ช่วงเวลา แบ่งออกเป็น ช่วงเวลาที่ 1 ถึง ช่วงเวลาที่ 7
2. ตำแหน่งของเป้าหมาย แบ่งออกเป็น หน้า หน้าขวา ขวา หลังขวา หลัง หลังซ้าย ซ้าย และ หน้าซ้าย

การทดลองดังกล่าวจะดำเนินการกับผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งสิ้น 17 คน ดังนั้นแล้ว จำนวนข้อมูลผลการทดลองที่เก็บได้จะมีทั้งหมด $6 \times 8 \times 17 = 816$ ค่า ดังแสดงในตารางที่ 3.9

อย่างไรก็ดี เพื่อความแม่นยำของผลการทดลอง ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนจะถูกขอร้องให้ทำการทดลองซ้ำอีก 1 ครั้ง รวมเป็น 2 รอบการทดลอง (2 Replications) โดยสรุปแล้ว ผลการทดลองที่จะสามารถเก็บได้จากการออกแบบการทดลองครั้งนี้จึงรวมทั้งหมดเป็น 1,632 ค่า

ตารางที่ 3. 10 การออกแบบการทดลองสำหรับการทดสอบ LOS

ช่วงเวลา	ตำแหน่งของเป้าหมาย							
	หน้า	หน้าขวา	ขวา	หลังขวา	หลัง	หลังซ้าย	ซ้าย	หน้าซ้าย
1								
2		วิเคราะห์ค่าปัจจัยตาม 1) MVL 2) EPE 3) MXE 4) DCL						
3								
4								
5								
6								
7								

3.8.3 การออกแบบการทดลองของการทดสอบสมรรถนะแบบฟิตซ์

การทรงตัวร่างกายเพื่อเคลื่อนตำแหน่งจุด COP เข้าสู่เป้าหมายโดยเงื่อนไขความสำเร็จคือการนำพาคจุด COP เข้าสู่พื้นที่เป้าหมายอย่างสมบูรณ์ ซึ่งได้กำหนดรูปแบบการทดลองของงานเป็นแบบ Full Factorial Design 6x2 (ช่วงเวลาxทิศทางการเคลื่อนที่) โดยมีระดับในแต่ละปัจจัยดังนี้

1. ช่วงเวลา แบ่งออกเป็น ช่วงเวลาที่ 1 ถึง ช่วงเวลาที่ 7
2. ทิศทางการเคลื่อนที่ แบ่งออกเป็น หน้า-หลัง และ ซ้าย-ขวา

การทดลองดังกล่าวจะดำเนินการกับผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งสิ้น 17 คน ดังนั้นแล้ว จำนวนข้อมูลผลการทดลองที่เก็บได้จะมีทั้งหมด $6 \times 2 \times 17 = 204$ ค่า ดังแสดงในตารางที่ 3.10

อย่างไรก็ดี เพื่อความแม่นยำของผลการทดลอง ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนจะถูกขอร้องให้ทำการทดลองซ้ำอีก 1 ครั้ง รวมเป็น 2 รอบการทดลอง (2 Replications) โดยสรุปแล้ว ผลการทดลองที่จะสามารถเก็บได้จากการออกแบบการทดลองครั้งนี้จึงรวมทั้งหมดเป็น 408 ค่า

ตารางที่ 3. 11 การออกแบบการทดลองสำหรับการทรงตัวร่างกายเพื่อเคลื่อนตำแหน่งจุด COP เข้าสู่เป้าหมายโดยเงื่อนไขความสำเร็จคือสามารถนำจุด COP เข้าสู่จุดเป้าหมายโดยสมบูรณ์

ช่วงเวลา	ทิศทางการเคลื่อนไหว	
	หน้า-หลัง	ซ้าย-ขวา
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		

วิเคราะห์ค่าปัจจัยตาม

- 1) IP
- 2) Y-Intercept

ดังนั้นแล้ว งานวิจัยนี้จะมีจำนวนผลการทดลองที่เก็บได้จากทั้ง 3 เกณฑ์วิธี และผู้เข้าร่วมการทดลอง 8 คน รวมทั้งหมด $408 + 1,632 + 408 = 2,448$ ค่าการทดลอง

3.9 ขั้นตอนการวิเคราะห์และสรุปผล

3.9.1 ตัวแปรที่ทำการศึกษา

ตัวแปรต่างๆที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้สามารถแจกแจงได้ตามตารางที่ 3.11

ตารางที่ 3. 12 ตัวแปรที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยแจกแจงตามเกณฑ์วิธี

เกณฑ์วิธีที่ใช้ทดสอบ	ตัวแปรต้น	ตัวแปรตาม	ตัวแปรควบคุม
การทดสอบ mCTSIB	- ช่วงเวลา - เส้นไขการล้มตา	- SS - SL	- การจัดสถานีงาน เช่น การจัดวาง จอแสดงผล การจัดท่าทางการวาง เท้า เสี่ยงรบกวนระหว่างการทดลอง - การจัดระเบียบท่าทางการยืน ระหว่างการทำการทดลอง
การทดสอบ LOS	- ช่วงเวลา - ตำแหน่งของเป้าหมาย	- MVL - EPE - MXE - DCL	
การทดสอบสมรรถนะแบบ Fitts	- ช่วงเวลา - ทิศทางการเคลื่อนที่	- IP - Y-Intercept	

3.9.2 การวิเคราะห์ผล

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยเชิงทดลอง (Experimental research) ซึ่งหมายถึง การค้นคว้าและพิสูจน์ความจริงตามกระบวนการศึกษาความเปลี่ยนแปลงของตัวแปรตามที่เกิดขึ้นตามเงื่อนไขหรือสถานการณ์ที่ควบคุมและวิเคราะห์ผลการศึกษาที่ได้ให้สอดคล้องกับวัตถุประสงค์

ตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ การเปรียบเทียบสมรรถนะการทรงตัวของผู้ที่นอนกับสภาวะปกติ การวิเคราะห์ข้อมูลจากผลการทดลองจะดำเนินการโดยใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์ตามหลักของ DOE (Design of Experiment) ในรูปแบบของ General Full Factorial เนื่องจากในการทดลองแต่ละครั้ง ปัจจัยต้นจะมีระดับของปัจจัยในแต่ละปัจจัยที่ถูกกำหนดตายตัว (Fixed Level) ซึ่งแต่ละปัจจัยจะประกอบไปด้วยระดับตามที่แสดงในตารางที่ 3.12 แจกแจงตามเกณฑ์วิธีทดสอบ

ตารางที่ 3. 13 ปัจจัยและระดับของปัจจัยในการทดลองของงานวิจัย

เกณฑ์วิธีที่ใช้ทดสอบ	ปัจจัย	ระดับของปัจจัย	ค่าของปัจจัย							
			ช่วงเวลา 1	ช่วงเวลา 2	ช่วงเวลา 3	ช่วงเวลา 4	ช่วงเวลา 5	ช่วงเวลา 6	-	-
การทดสอบ mCTSIB	ช่วงเวลา	6	ช่วงเวลา 1	ช่วงเวลา 2	ช่วงเวลา 3	ช่วงเวลา 4	ช่วงเวลา 5	ช่วงเวลา 6	-	-
	เงื่อนไขการลื้มตา	2	ลื้มตา	ลื้บตา	-	-	-	-	-	-
การทดสอบ LOS	ช่วงเวลา	6	ช่วงเวลา 1	ช่วงเวลา 2	ช่วงเวลา 3	ช่วงเวลา 4	ช่วงเวลา 5	ช่วงเวลา 6	-	-
	ตำแหน่งของเป้าหมาย	8	หน้า	หน้าขวา	ขวา	หลังขวา	หลัง	หลังซ้าย	ซ้าย	หน้าซ้าย
การทดสอบสมรรถนะแบบ Fitts	ช่วงเวลา	6	ช่วงเวลา 1	ช่วงเวลา 2	ช่วงเวลา 3	ช่วงเวลา 4	ช่วงเวลา 5	ช่วงเวลา 6	-	-
	ทิศทางารเคลื่อนที่	2	หน้า-หลัง	ซ้าย-ขวา	-	-	-	-	-	-

บทที่ 4

ผลการทดลองและการวิเคราะห์ผลการทดลอง

งานวิจัยนี้มุ่งทดสอบความสามารถในการทรงตัวในสภาวะอดนอนจากผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 17 คน โดยศึกษาจากผลลัพธ์ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองอยู่ในสภาวะตื่นนอนต่อเนื่องกันเป็นเวลานานมากขึ้น ทั้งนี้ ได้ทำการทดสอบด้วยวิธีการทดสอบความสามารถในการทรงตัวที่แตกต่างกัน 3 วิธี ได้แก่ วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance: mCTSIB), วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS), และ วิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance)

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาความสามารถในการทรงตัวเพื่อเปรียบเทียบความสามารถในช่วงเวลาปกติและช่วงเวลาที่อดนอน โดยช่วงเวลากการอดนอนจะเป็นการศึกษาความสามารถในช่วงเวลากการอดนอนที่เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องภายในวันเดียวกันเพื่อสังเกตความเปลี่ยนแปลงของความสามารถดังกล่าว ช่วงเวลากการทดสอบสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ช่วงเวลาที่ทำการทดสอบความสามารถในการทรงตัว

	ทดสอบช่วง ปกติ	ทดสอบช่วงการอดนอน					
		ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	ครั้งที่ 4	ครั้งที่ 5	ครั้งที่ 6
เวลาที่ทำการ ทดสอบ	11:00 ~ 15:00	20:00	22:00	24:00	02:00	04:00	06:00
ระยะเวลาที่ ยังคงตื่นนอน (ตื่นนอนเวลา 08:00)	~	12 ชม.	14 ชม.	16 ชม.	18 ชม.	20 ชม.	22 ชม.

จากการทดสอบข้างต้น ผลการทดสอบแบ่งตามวิธีการทดสอบได้ดังต่อไปนี้

4.1 วิธีการทดสอบเชิงคลินิกดัดแปลงเพื่อทดสอบปฏิสัมพันธ์ของการรับรู้ความรู้สึกในการทรงตัว (Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance: mCTSIB)

วิธีการทดสอบแบบ mCTSIB เป็นการทดสอบความสามารถการทรงตัวในสภาวะสถิตย์ (Static) ร่างกายของผู้เข้าร่วมการทดลองจะขยับขณะทำการทดสอบ งานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบกับผู้เข้าร่วมการทดลองในเวลาปกติและเวลาที่อดนอนเพื่อสังเกตความเปลี่ยนแปลงที่จะเกิดขึ้น

การทดสอบความสามารถในเวลาปกติการทรงตัวจากผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงจำนวน 82 คน เพื่อใช้เป็นชุดข้อมูลอ้างอิงสำหรับความสามารถการทรงตัวที่เป็นปกติ และทดสอบผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอดนอนจำนวน 17 คน ในเวลาปกติเพื่อเปรียบเทียบว่าผู้เข้าร่วมการทดลองในกลุ่มที่อดนอน มีความสามารถในการทรงตัวเป็นปกติเมื่อเทียบกับกลุ่มอ้างอิง หลังจากนั้นทำการทดสอบผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอดนอน เพื่อเก็บข้อมูลความสามารถการทรงตัวในสภาวะที่ตื่นนอนต่อเนื่องเป็นเวลา 1 คืน และเปรียบเทียบกับผลการสอบของผู้เข้าร่วมการทดลองในสภาวะปกติ

ในส่วนของสภาวะอดนอน ได้ทำการศึกษาปัจจัยที่อาจมีผลต่อความสามารถในการทรงตัว โดยแบ่งออกเป็น 2 ปัจจัย ได้แก่ ปัจจัยด้านระยะเวลาขณะยังคงตื่นนอน และปัจจัยด้านสภาวะการล้มตา ดังสมมติฐานดังต่อไปนี้

ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

H_0 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไปไม่แตกต่างกัน

H_1 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกันอย่างน้อย 2 ระดับ

ปัจจัยด้านสภาวะล้มตา-หลับตา

H_0 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่ออยู่ในสภาวะล้มตาและหลับตานี้ไม่แตกต่างกัน

H_1 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่ออยู่ในสภาวะล้มตาและหลับตานี้แตกต่างกัน

จากปัจจัยข้างต้น ผลการทดลองที่ได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกนำไปวิเคราะห์ด้วยวิธี General Full Factorial Design ในโปรแกรม Minitab เพื่อวิเคราะห์ผลในภาพรวมของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้งหมด หลังจากนั้นผลการทดสอบของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนจะถูกนำมาวิเคราะห์

แบบ One-way ANOVA เพื่อสังเกตผลกระทบของปัจจัยด้านระยะเวลาขณะยังคงตื่นนอนที่มีต่อความสามารถในการทรงตัวแบบรายบุคคล (สำหรับผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอดนอนเท่านั้น)

ผลการทดลองทั้งหมดได้ถูกวิเคราะห์โดยใช้ตัวชี้วัด 2 ตัว ได้แก่ ค่าพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (Support Surface : SS) และระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (Statokinesigram Length : SL) ซึ่งได้ผลดังต่อไปนี้

4.1.1 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดค่าพื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (Support Surface : SS)

4.1.1.1 ผลการทดสอบในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน (กลุ่มอ้างอิง)

ค่าสถิติพื้นฐาน

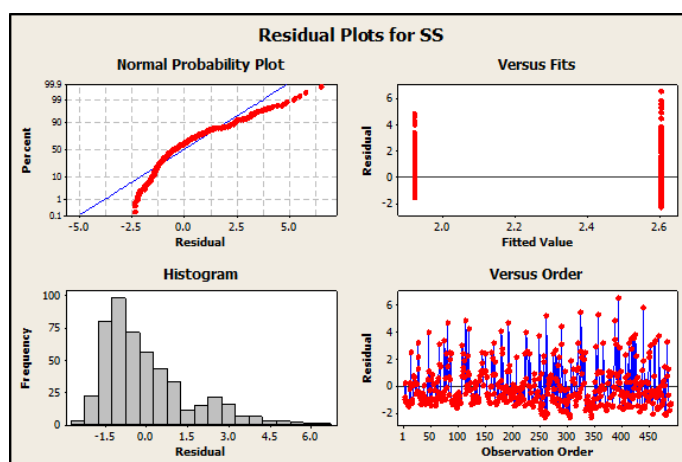
ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS แสดงได้ตามตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4. 2 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS

ตัวชี้วัด	สภาวะการล้มตา หรือหลับตา	ค่าเฉลี่ย (ตร.ชม.)	SD	Percentile 5%	Percentile 95%
SS	ล้มตา	1.879	1.315	0.557	4.415
	หลับตา	2.574	1.666	0.703	5.849

การแจกแจงข้อมูลปกติ

ผลการทดลองได้ถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อการแจกแจงปกติโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order



ภาพที่ 4. 1 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SS จากผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิง 82 คน

จากผลการทดสอบดังภาพที่ 4.1 พบว่าการแจกแจงของค่า SS มีการแจกแจงที่ยังไม่เป็นปกติ ซึ่งสังเกตได้จาก Normal Probability Plot โดยการกระจายตัวของข้อมูลไม่อยู่ในแนวเส้นตรง โดยการกระจายตัวลักษณะนี้ทำให้ Histogram ของข้อมูลมีลักษณะเบ้ขวา และ Versus Order ก็มีการกระจายของข้อมูลส่วนหนึ่งที่มีค่า Residual มากกว่า 2 ซึ่งลักษณะดังนี้สรุปได้ว่า ข้อมูล SS มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นปกติ

นอกจากนี้พบว่ามีข้อมูลบางส่วนที่มีลักษณะเป็น Outlier อย่างไรก็ตามก็ตีจากการตรวจสอบ Outlier ดังกล่าวไม่พบว่ามาจากความผิดปกติในการทดลอง เช่น ความผิดพลาดของโปรแกรม หรือ ปัญหาสุขภาพของผู้เข้าร่วมการทดลองดังที่ได้มีการตรวจสอบเบื้องต้นกับผู้เข้าร่วมการทดลองว่า ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนไม่ได้มีความผิดปกติของร่างกายและไม่เคยได้รับบาดเจ็บในอวัยวะใดซึ่งอาจมีผลต่อการทรงตัว ดังนั้นจึงไม่พิจารณาตัดกลุ่ม Outlier นี้ออกจากการทดลอง

จากผลการทดสอบการแจกแจงปกติของชุดข้อมูล SS พบว่ามีการแจกแจงข้อมูลที่ไม่เป็นปกติ ข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์จึงถูกทำการเปลี่ยนแปลงให้เป็นปกติก่อนนำมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีแบบ Box และ Cox (1964) ซึ่งจะทำการเปลี่ยนข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลยกกำลัง λ หรือ Y^λ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า λ ที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลนี้ ตัวอย่างของการเปลี่ยนแปลงชุดข้อมูลเป็นดังต่อไปนี้

$$\lambda = -1.0 \text{ คือ } Y' = 1/Y$$

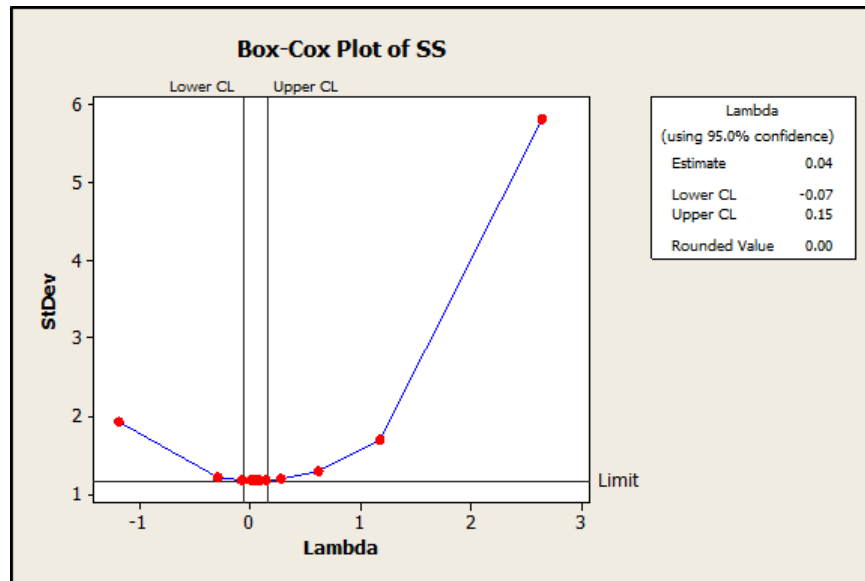
$$\lambda = -0.5 \text{ คือ } Y' = 1/\sqrt{Y}$$

$$\lambda = 0.0 \text{ คือ } Y' = \ln(Y)$$

$$\lambda = 0.5 \text{ คือ } Y' = \sqrt{Y}$$

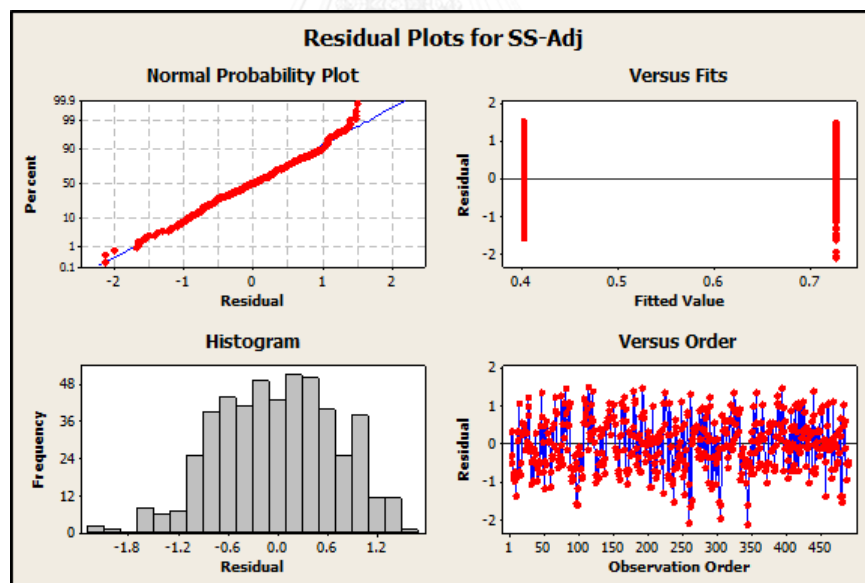
$$\lambda = 1.0 \text{ คือ } Y' = Y$$

$$\lambda = 1.0 \text{ คือ } Y' = Y^2$$



ภาพที่ 4.2 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SS

จากภาพที่ 4.2 ค่า λ ที่ได้จากการวิเคราะห์คือ 0 ดังนั้น ข้อมูลที่จะถูกนำไปวิเคราะห์ต่อไป คือ $SS-Adj = \ln(SS)$

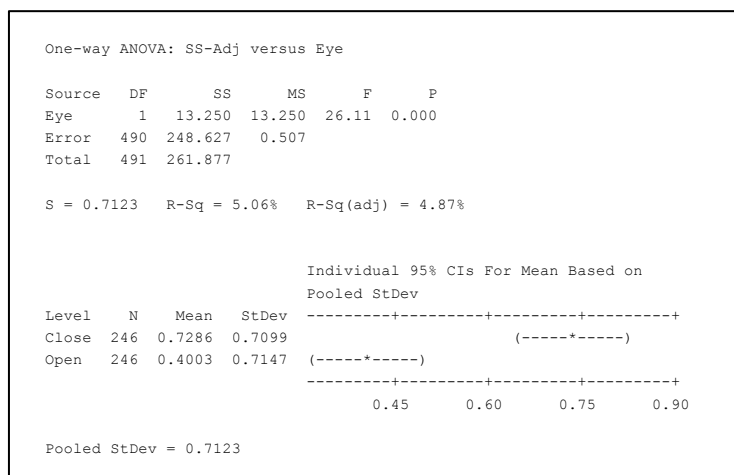


ภาพที่ 4.3 Residual Plot ของชุดข้อมูล SS-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)

จากภาพที่ 4.3 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้น กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูลชุดใหม่ที่ได้ถูกเปลี่ยนแปลงให้อยู่ในรูปฟังก์ชัน \ln มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

การวิเคราะห์ทางสถิติของชุดข้อมูล SS-Adj

ชุดข้อมูล SS-Adj ได้ถูกนำมาวิเคราะห์ผลของปัจจัยด้านสภาวะการลืมตาหรือหลับตาด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า SS ก่อนการเปลี่ยนแปลงข้อมูล ค่า SS-Adj (ln SS) จะมีค่าไปในทิศทางเดียวกันกับค่า SS ก็คือ เมื่อ SS มีค่าสูงขึ้น ค่า SS-Adj ก็จะมีค่าสูงขึ้นเช่นเดียวกัน ซึ่งผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ SS-Adj แสดงในภาพที่ 4.4



ภาพที่ 4. 4 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SS-Adj จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านสภาวะการลืมตาหรือหลับตามีผลต่อค่า SS ของผู้เข้าร่วมการทดลองที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ($p\text{-value} < 0.05$) ซึ่งบ่งชี้ถึงความสำคัญของการมองเห็นที่ใช้ในการประมวลผลเพื่อควบคุมการทรงตัวของร่างกายตามแนวคิด Romberg's Test (Khanis และ Gokula, 2003)

4.1.1.2 ผลการทดลองในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน (กลุ่มอดนอน)

ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS

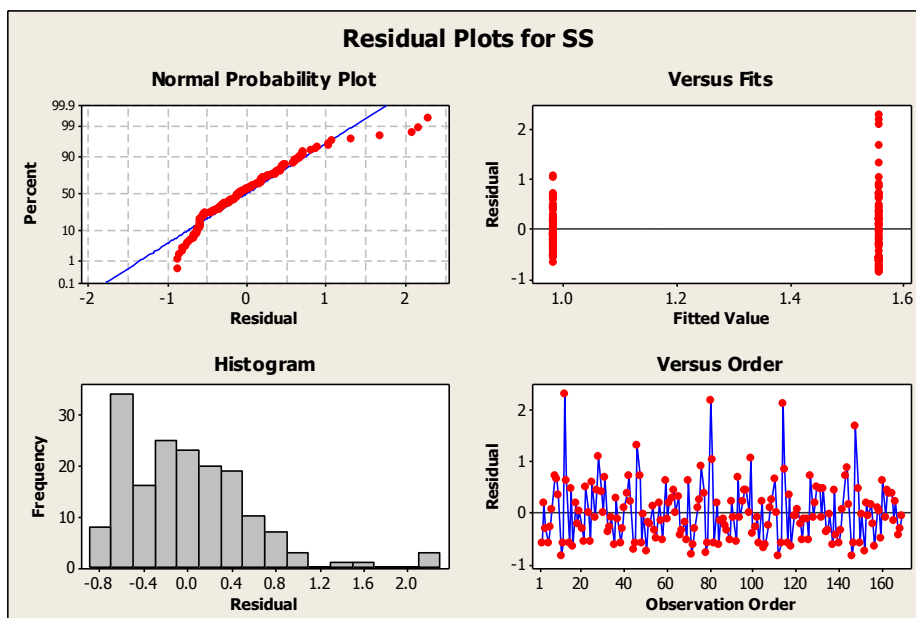
ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS แสดงได้ตามตาราง 4.3

ตารางที่ 4. 3 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS

ตัวชี้วัด	สภาวะการลืมตา	ค่าเฉลี่ย (ตร.ชม.)	SD	Percentile 5%	Percentile 95%
SS	ลืมตา	0.982	0.391	0.435	1.645
	หลับตา	1.556	0.711	0.765	2.816

การแจกแจงข้อมูลปกติของ SS

ผลการทดลองได้ถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อดูการแจกแจงปกติโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order



ภาพที่ 4. 5 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SS ในการทดสอบแบบ mCTSIB สำหรับสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

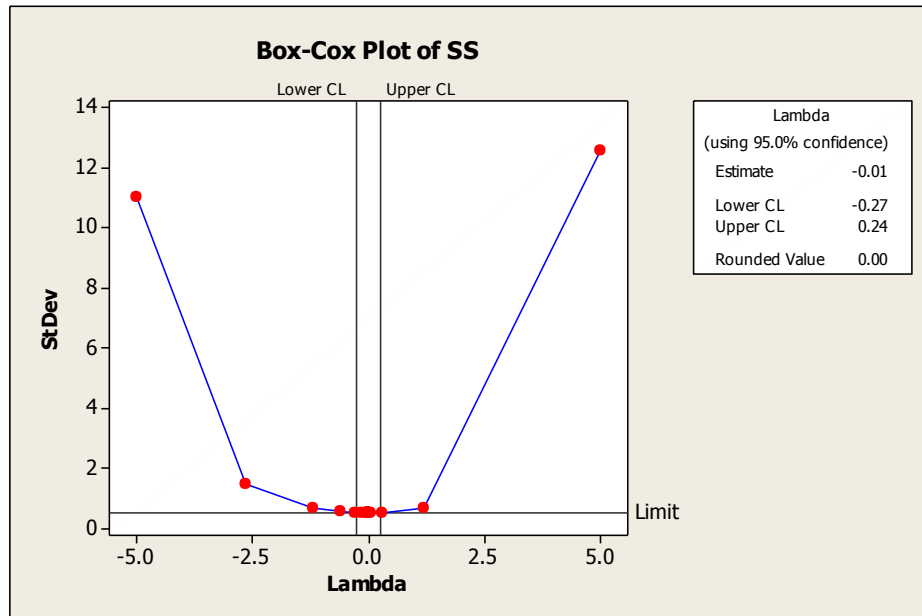
จากผลการทดสอบดังภาพที่ 4.5 พบว่าการแจกแจงของค่า SS มีการแจกแจงที่ยังไม่เป็นปกติ ซึ่งสังเกตได้จาก Normal Probability Plot โดยการกระจายตัวของข้อมูลไม่อยู่ในแนวเส้นตรง โดยการกระจายตัวลักษณะนี้ทำให้ Histogram ของข้อมูลมีลักษณะเบ้ขวา และ Versus Order ก็มีการกระจายของข้อมูลส่วนหนึ่งที่มีค่า Residual มากกว่า 2 ซึ่งลักษณะดังนี้สรุปได้ว่า ข้อมูล SS มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นปกติ

นอกจากนี้พบว่าข้อมูลบางส่วนที่มีลักษณะเป็น Outlier อย่งไรก็ดีจากการตรวจสอบ Outlier ดังกล่าวไม่พบว่ามาจากความผิดปกติในการทดลอง เช่น ความผิดพลาดของโปรแกรม หรือ ปัญหาสุขภาพของผู้เข้าร่วมการทดลองดังที่ได้มีการตรวจสอบเบื้องต้นกับผู้เข้าร่วมการทดลองว่า ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนไม่ได้มีความผิดปกติของร่างกายและไม่เคยได้รับบาดเจ็บในอวัยวะใดซึ่งอาจมีผลต่อการทรงตัว ดังนั้นจึงไม่พิจารณาตัดกลุ่ม Outlier นี้ออกจากการทดลอง

จากผลการทดสอบการแจกแจงปกติของชุดข้อมูล SL พบว่ามีการแจกแจงข้อมูลที่ไม่เป็นปกติ ข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์จึงถูกทำการเปลี่ยนแปลงให้เป็นปกติก่อนนำมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีแบบ

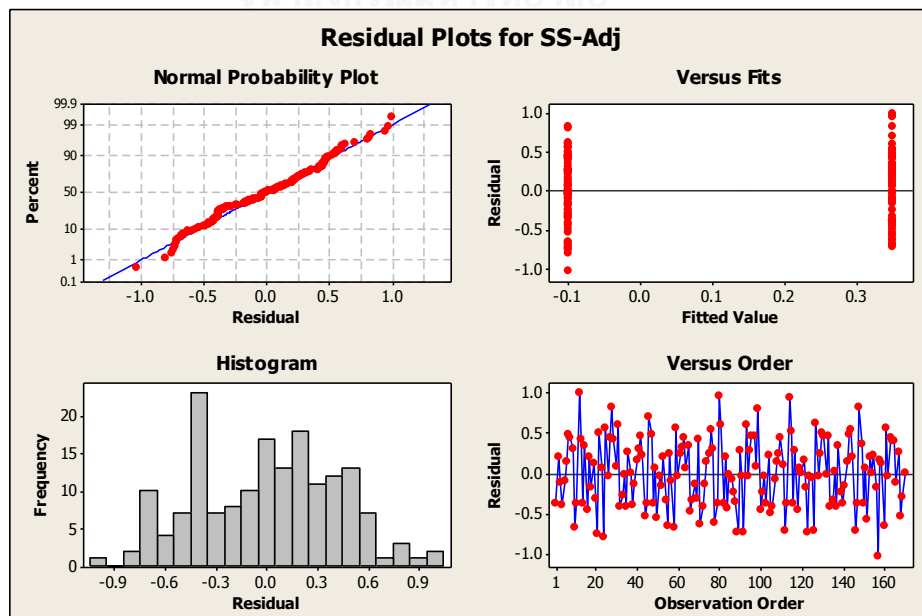
Box และ Cox (1964) ซึ่งจะทำให้การเปลี่ยนข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลยกกำลัง λ หรือ Y^λ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า λ ที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลนี้

ผลการวิเคราะห์โดยโปรแกรม Minitab พบว่าค่า λ ที่ได้ คือ 0.0 ดังแสดงในภาพที่ 4.6



ภาพที่ 4. 6 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SS

จากภาพที่ 4.6 ค่า λ จากการวิเคราะห์คือ 0 ดังนั้น ข้อมูลที่จะถูกนำไปวิเคราะห์ต่อไปคือ $SS-Adj = \ln(SS)$

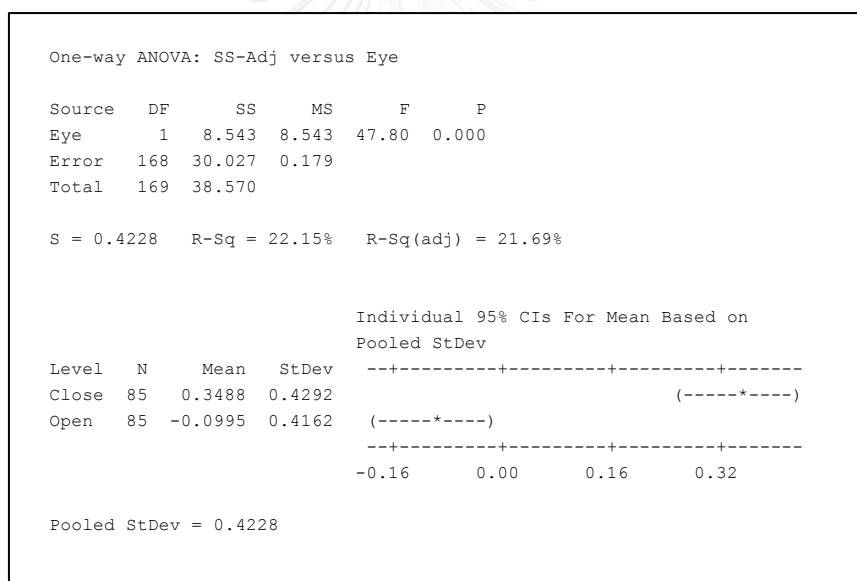


ภาพที่ 4. 7 Residual Plot ของชุดข้อมูล SS-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)

จากภาพที่ 4.7 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้น กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูลชุดใหม่ที่ได้ถูกเปลี่ยนแปลงให้อยู่ในรูปฟังก์ชัน ln มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล SS-Adj

จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) เพื่อศึกษาผลของปัจจัยด้านสภาวะการลืมตา (Eye) โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า SS ก่อนการเปลี่ยนแปลงข้อมูล ค่า SS-Adj (ln SS) จะมีค่าไปในทิศทางเดียวกันกับค่า SS ก็คือ เมื่อ SS มีค่าสูงขึ้น ค่า SS-Adj ก็จะสูงขึ้นเช่นเดียวกัน ซึ่งผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ SS-Adj แสดงในภาพที่ 4.8



ภาพที่ 4. 8 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SS-Adj จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากผลการวิเคราะห์ทางสถิติแบบ DOE General Full Factorial ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ดังภาพที่ 4.8 พบว่าปัจจัยด้านสภาวะการลืมตาหรือหลับตามีผลต่อค่า SS ของผู้เข้าร่วมการทดลอง ($p\text{-value} < 0.05$) ผลการวิเคราะห์นี้บ่งชี้ถึงความสำคัญของการมองเห็นที่ใช้ในการประมวลผลเพื่อควบคุมการทรงตัวของร่างกายตามแนวคิด Romberg's Test (Khanis และ Gokula, 2003)

4.1.1.3 การเปรียบเทียบผลการทดสอบในสภาวะปกติระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอน

ผลการทดสอบค่า SS ของผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิง (82 คน) และกลุ่มอดนอน (17 คน) ได้ถูกนำมาเปรียบเทียบทางสถิติเพื่อเป็นการยืนยันว่าผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอดนอนมีความสามารถในการทรงตัว (SS) ที่เป็นปกติเมื่อเทียบกับกลุ่มอ้างอิง การเปรียบเทียบนี้ใช้วิธีการสถิติคือ Two-Sample T-Test โดยมีสมมติฐานดังนี้

H_0 : ค่าเฉลี่ย SS ระหว่างผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอนไม่แตกต่างกัน

H_1 : ค่าเฉลี่ย SS ระหว่างผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอนแตกต่างกัน

ผลการเปรียบเทียบทางสถิติดังกล่าวแสดงได้ตามภาพที่ 4.9

Two-Sample T-Test and CI: SS-82, SS-17				
Two-sample T for SS-82 vs SS-17				
	N	Mean	StDev	SE Mean
SS-82	246	1.92	1.41	0.090
SS-17	68	1.55	1.58	0.19
Difference = mu (SS-82) - mu (SS-17)				
Estimate for difference: 0.365				
95% CI for difference: (-0.055, 0.785)				
T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 1.72 P-Value = 0.088 DF = 98				

ภาพที่ 4. 9 ผลการวิเคราะห์ Two-Sample T-Test ค่า SS ระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอน

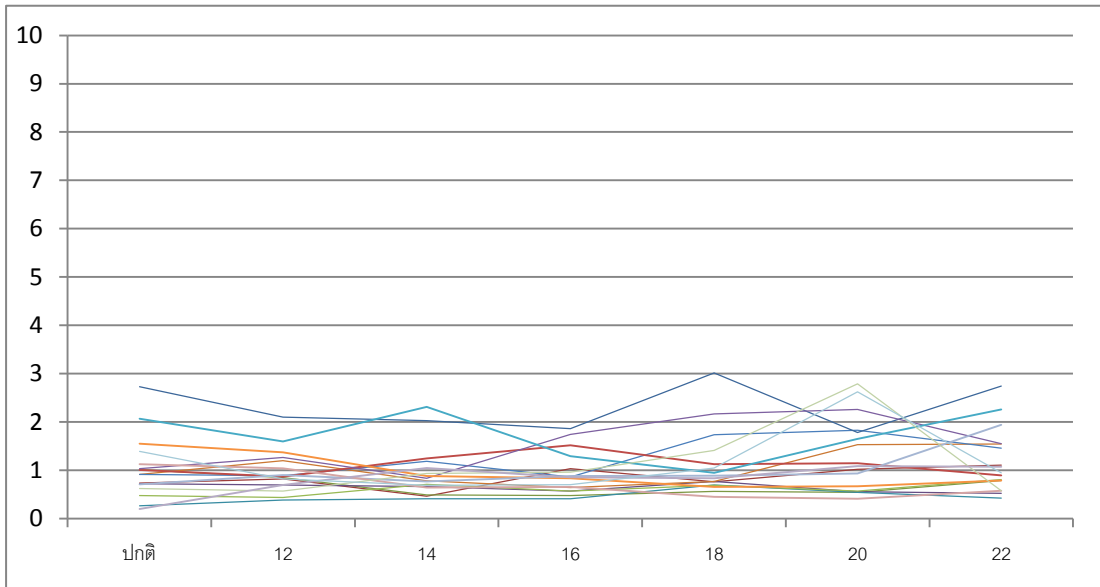
จากผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบข้างต้นพบว่าค่า SS จากผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอนไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.088) จึงสรุปได้ว่าความสามารถในการทรงตัว (SS) ในสภาวะปกติของกลุ่มอดนอนไม่มีความแตกต่างกันกับผลการทดสอบของกลุ่มอ้างอิง

4.1.1.4 ผลการทดลองสำหรับสภาวะอดนอน (กลุ่มอดนอน)

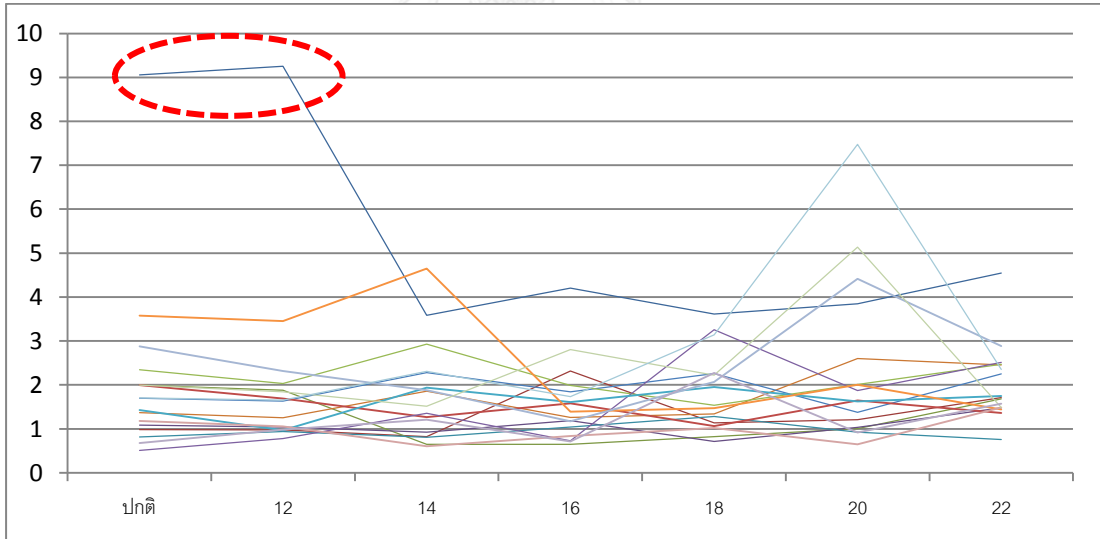
การทดสอบความสามารถการทรงตัวในสภาวะอดนอนนั้นจะใช้ผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 17 คน โดยทำการทดสอบตั้งแต่เวลา 20:00 น. (ตื่นนอนมาแล้ว 12 ชั่วโมง) และทำการทดลองซ้ำทุกๆ 2 ชั่วโมง จนกระทั่งทดลองครั้งสุดท้ายในเวลา 06:00 น. (ตื่นนอนมาแล้ว 22 ชั่วโมง) รวมจำนวนการทดลองทั้งสิ้น 6 ครั้ง

ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า SS ที่เก็บได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.10 (สภาวะลึมตา) และภาพที่ 4.11 (สภาวะหลับตา)



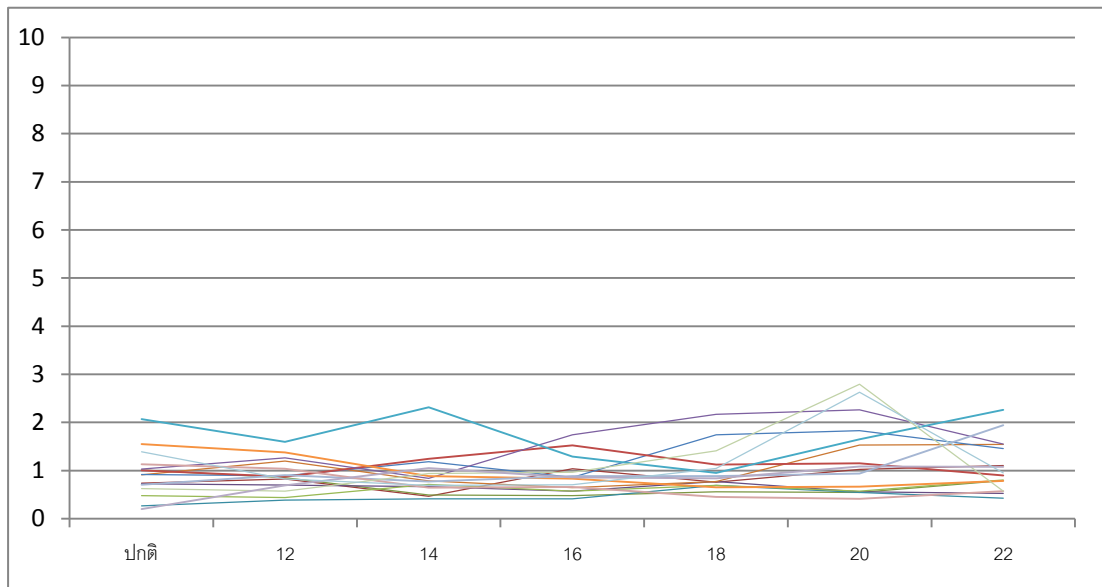
ภาพที่ 4. 10 ค่า SS ในสภาวะลึมตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



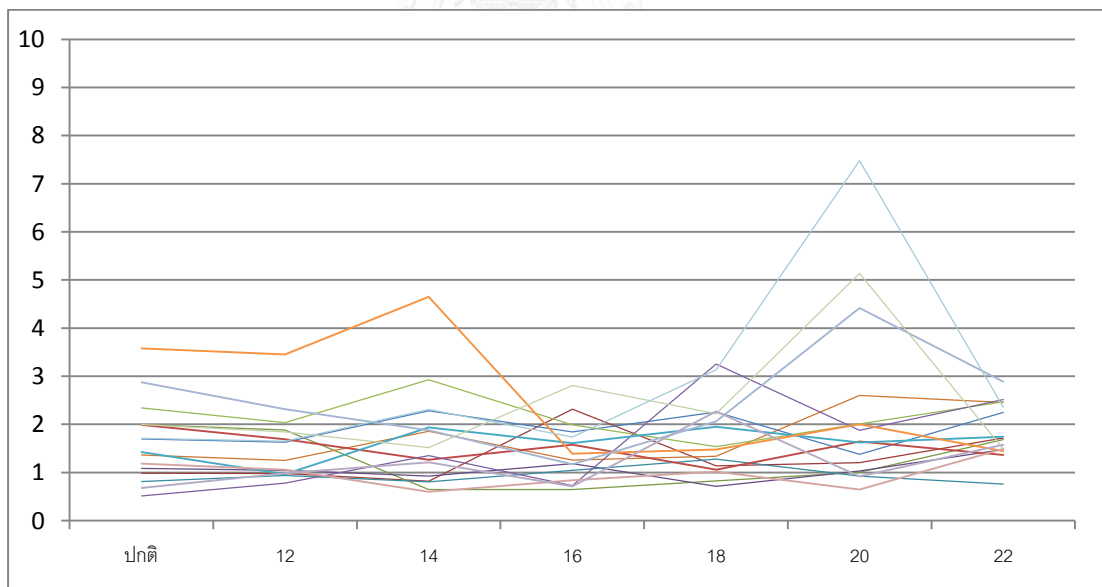
ภาพที่ 4. 11 ค่า SS ในสภาวะหลับตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.10 และ 4.11 ข้างต้น จะเห็นว่าค่า SS ของผู้เข้าร่วมการทดลองคนหนึ่งมีลักษณะแตกต่างออกไปจากผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ (ผู้เข้าร่วมการทดลองคนที่ 8) ซึ่งอาจทำให้ผลการวิเคราะห์ข้อมูลคลาดเคลื่อนได้ ดังนั้นจึงพิจารณาตัดข้อมูล SS ของผู้เข้าร่วมการทดลอง

ดังกล่าวออก ซึ่งเมื่อตัดข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดลองข้างต้นออกแล้ว ค่า SS เป็นดังภาพที่ 4.12 (สภาวะลึมตา) และภาพที่ 4.13 (สภาวะหลับตา)



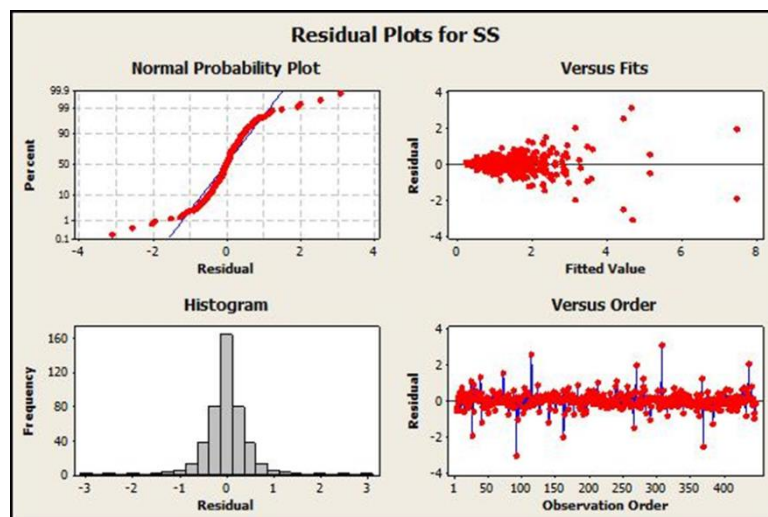
ภาพที่ 4. 12 ค่า SS ในสภาวะลึมตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ตัดข้อมูลแล้ว)



ภาพที่ 4. 13 ค่า SS ในสภาวะหลับตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ตัดข้อมูลแล้ว)

การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์ เพื่อดูการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

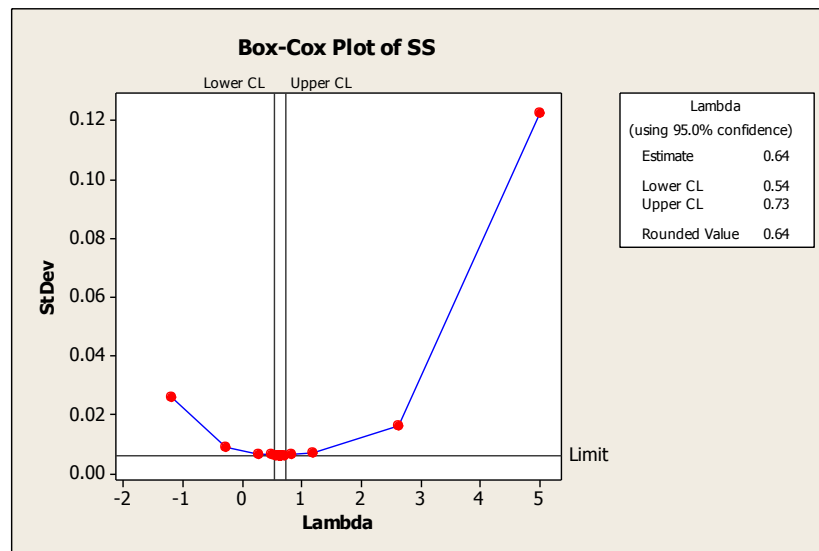


ภาพที่ 4. 14 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SS ในการทดสอบแบบ mCTSIB จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 16 คน (หลังตัดข้อมูลบางส่วน)

จากการทดสอบข้างต้นพบว่าการแจกแจงของค่า SS มีการแจกแจงที่ยังไม่เป็นปกติซึ่งสังเกตได้จาก Normal Probability Plot โดยการกระจายตัวของข้อมูลไม่อยู่ในแนวเส้นตรง โดยการกระจายตัวลักษณะนี้ทำให้ Histogram ของข้อมูลมีลักษณะเบ้ขวา และ Versus Order ก็มีการกระจายของข้อมูลส่วนหนึ่งที่มีค่า Residual มากกว่า 2 ซึ่งลักษณะดังนี้สรุปได้ว่า ข้อมูล SS มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นปกติ

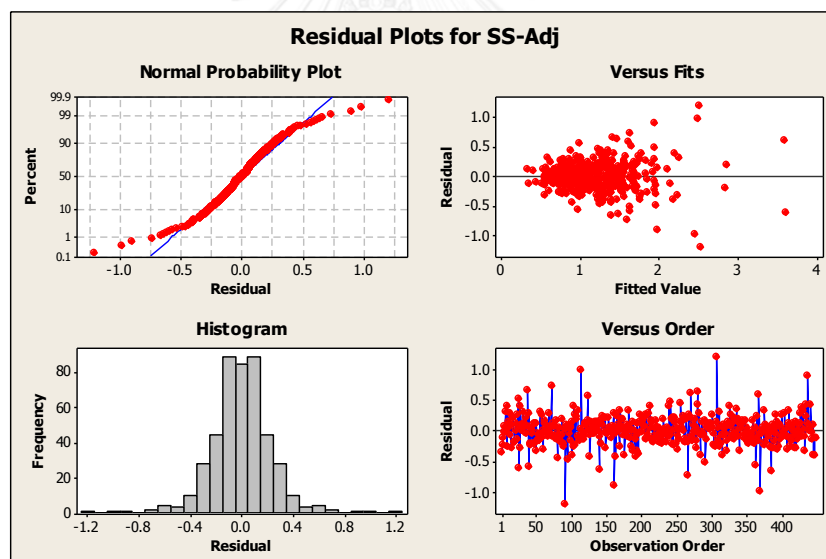
ข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์จึงถูกทำการเปลี่ยนแปลงให้มีการแจกแจงเป็นปกติก่อนนำมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีแบบ Box และ Cox (1964) ซึ่งจะทำการเปลี่ยนข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลยกกำลัง λ หรือ Y^λ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า λ ที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลนี้

จากการวิเคราะห์โดยโปรแกรม Minitab พบว่าค่า λ ที่ได้ คือ 0.64 ดังแสดงในภาพที่ 4.15



ภาพที่ 4. 15 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SS

ดังนั้น ข้อมูลที่จะถูกนำไปวิเคราะห์คือ $SS-Adj = SS^{(0.64)}$



ภาพที่ 4. 16 Residual Plot ของชุดข้อมูล SS-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)

จากภาพที่ 4.16 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้น กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ แม้ว่า Versus Fits และ Versus Order จะมีการกระจายตัวที่ไม่เป็นอิสระเท่าที่ควร แต่ก็พอจะสรุปได้ว่าข้อมูลชุดใหม่ที่ได้ถูกเปลี่ยนแปลงให้อยู่ในรูปฟังก์ชัน $SS^{(0.64)}$ มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล SS-Adj

จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธีการวิเคราะห์ทางสถิติ DOE General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ สภาวะการลืมตาและช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า SS ก่อนการเปลี่ยนแปลงข้อมูล ค่า SS-Adj ($SS^{(0.64)}$) จะมีค่าไปในทิศทางเดียวกันกับค่า SS ก็คือ เมื่อ SS มีค่าสูงขึ้น ค่า SS-Adj ก็จะมีค่าสูงขึ้นเช่นเดียวกัน ซึ่งผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ SS-Adj แสดงในภาพที่ 4.17

General Linear Model: SS-Adj versus Subject, Time, Eye						
Factor	Type	Levels	Values			
Subject	fixed	16	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17			
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22			
Eye	fixed	2	Close, Open			

Analysis of Variance for SS-Adj, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Subject	15	20.5375	20.5375	1.3692	11.66	0.000
Time	6	3.4821	3.4821	0.5803	4.94	0.000
Eye	1	18.5401	18.5401	18.5401	157.84	0.000
Subject*Time	90	25.9613	25.9613	0.2885	2.46	0.000
Subject*Eye	15	9.3208	9.3208	0.6214	5.29	0.000
Time*Eye	6	0.2305	0.2305	0.0384	0.33	0.922
Subject*Time*Eye	90	8.6644	8.6644	0.0963	0.82	0.861
Error	224	26.3122	26.3122	0.1175		
Total	447	113.0488				

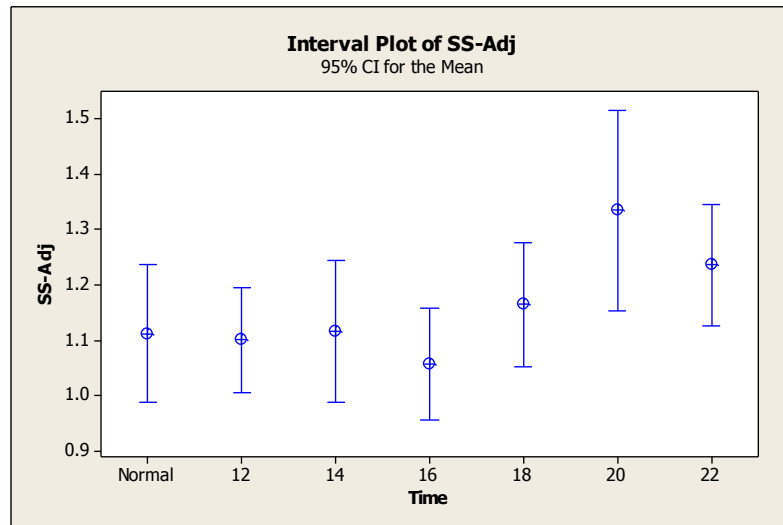
S = 0.342732 R-Sq = 76.72% R-Sq(adj) = 53.55%

ภาพที่ 4. 17 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า SS-Adj

เนื่องจากว่างานวิจัยนี้ทำการศึกษาเฉพาะปัจจัยด้านสภาวะการลืมตาและด้านเวลาที่ยังคงตื่นนอนเท่านั้น จึงไม่ทำการพิจารณาในส่วนของปัจจัยด้านตัวผู้เข้าร่วมการทดลอง แต่การเพิ่มเงื่อนไขการพิจารณาทางสถิติเรื่องของตัวผู้เข้าร่วมการทดลอง (subject) ก็เพื่อการวิเคราะห์แยกปัจจัยภายนอกเป็นรายบุคคล

จากผลการวิเคราะห์ทางสถิติแบบ DOE General Full Factorial ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าปัจจัยด้านสภาวะการลืมตาหรือหลับตามีผลต่อค่า SS-Adj ของผู้เข้าร่วมการทดลอง (p-value = 0.000) ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนก็พบว่าผลให้ค่า SS-Adj มีความแตกต่างที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.000) นอกจากนั้นยังไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านสภาวะการลืมตา (p-value = 0.922)

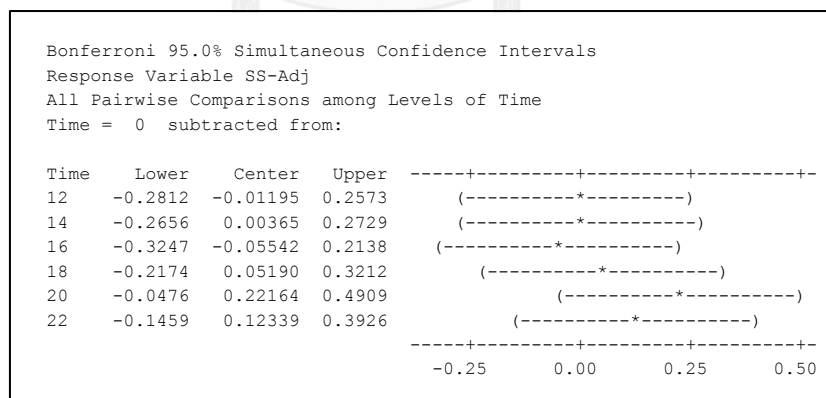
เมื่อทำการวิเคราะห์ในส่วนของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนโดยใช้ Interval Plot ค่า SS สำหรับแต่ละช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนแสดงได้ดังภาพที่ 4.18



ภาพที่ 4. 18 Interval plot ของค่า SS สำหรับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.18 ข้างต้น พบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนซึ่งเป็นสิ่งที่งานวิจัยนี้สนใจศึกษามีผลทำให้ค่า SS-Adj ของผู้เข้าร่วมการทดลองมีค่าสูงมากขึ้นเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้น โดยการเพิ่มขึ้นของ SS-Adj นี้สามารถสังเกตเห็นได้ที่ระยะเวลาดำเนินการ 20 ชั่วโมง

เมื่อวิเคราะห์เพิ่มเติมโดยวิธี Bonferroni Test เพื่อศึกษาพฤติกรรมในแต่ละระดับปัจจัยโดยสังเกตจากการซ้อนทับกันของคู่ความเชื่อมั่นและการจัดกลุ่ม (Grouping Information) งานวิจัยนี้ได้เปรียบเทียบการตามชนิดปัจจัย ได้แก่ สภาวะการล้มตาหรือหลับตาและระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



ภาพที่ 4. 19 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (SS-Adj)

Grouping Information Using Bonferroni Method and 95.0% Confidence			
Time	N	Mean	Grouping
20	64	1.3	A
22	64	1.2	A B
18	64	1.2	A B
14	64	1.1	A B
0	64	1.1	A B
12	64	1.1	A B
16	64	1.1	B

ภาพที่ 4. 20 ผล Grouping Informaion สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (SS-Adj)

จากภาพที่ 4.19 เมื่อทำการวิเคราะห์ถึงช่วงความเชื่อมั่นจะพบว่า ช่วงความเชื่อมั่นตลอดระดับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนมีการซ้อนทับกันซึ่งไม่สามารถสังเกตพบความแตกต่างที่ชัดเจนจนกระทั่งระดับชั่วโมงการตื่นนอนที่ 20 ชั่วโมง จึงพบความเปลี่ยนแปลง จากนั้นค่า SS-Adj ได้ลดลงเล็กน้อยในช่วงเวลาที่ 22 ชั่วโมง และเมื่อการทำวิเคราะห์ร่วมกับการวิเคราะห์ Pairwise Comparison ได้ทำการจัดกลุ่มค่า SS-Adj ดังภาพที่ 4.20 พบว่าตลอดสภาวะอดนอนค่าของ SS-Adj ไม่มีการเปลี่ยนแปลงมากนัก และพบว่าค่า SS-Adj สำหรับระดับปัจจัย 0 (ปกติ) จนถึง 14 ชั่วโมง อยู่ใน Group AB จากนั้นที่ระดับ 16 ชั่วโมง ค่า SS-Adj ได้ลดลงเล็กน้อยมาอยู่ที่ Group B จากนั้นได้เพิ่มขึ้นจนถึงระดับ 20 ชั่วโมงที่ถูกจัดอยู่ใน Group A ซึ่งหมายถึง ค่า SS-Adj ที่ชั่วโมงการตื่นนอนที่ 20 ชั่วโมง แตกต่างจากช่วงที่สภาวะร่างกายที่ระดับปัจจัย 16 ชั่วโมงที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

อย่างไรก็ดี การวิเคราะห์ Pairwise Comparisons ของผลค่า SS-Adj ในภาพรวมอาจให้ผลที่คาดเคลื่อนได้เนื่องจากผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนมีค่า SS-Adj ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจึงได้ทำการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons โดยทำการแยกวิเคราะห์เป็นรายบุคคลเพิ่มเติมเพื่อศึกษาลักษณะพฤติกรรมและแนวโน้มของค่า SS-Adj ของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคน การวิเคราะห์เพิ่มเติมนี้ได้ศึกษาเฉพาะในสภาวะปัจจัยแบบหลับตาซึ่งสามารถสังเกตผลกระทบจากระยะเวลาการอดนอนได้ชัดเจนกว่า ผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.4 (รายละเอียดการวิเคราะห์แสดงได้ดังภาคผนวก ง)

ตารางที่ 4. 4 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า SS-Adj แบบรายบุคคลในสภาวะหลับตา

ผู้เข้าร่วม การทดลอง	ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ชม.)							แนวโน้มการ เปลี่ยนแปลง	จุดที่พบความ เปลี่ยนแปลง (ชม.)
	ปกติ	12	14	16	18	20	22		
1	A	A	A	A	A	A	A	-	-
2	A	A	A	A	A	A	A	-	-
3	A	A	A	A	A	A	A	-	-
4	A	A	A	A	A	A	A	-	-
5	A	A	A	A	A	A	A	-	-
6	A	A	A	A	A	A	A	-	-
7	A	A	A	A	A	A	A	-	-
8*	X								
9	A	A	A	A	A	A	A	-	-
10	A	A	A	A	A	A	A	-	-
11	A	A	A	A	A	A	A	-	-
12	A	A	A	A	A	A	A	-	-
13	A	A	A	A	A	A	A	-	-
14	A	A	A	A	A	A	A	-	-
15	B	B	B	AB	B	A	B	เพิ่มขึ้น	20
16	A	A	A	A	A	A	A	-	-
17	A	A	A	A	A	A	A	-	-

* ผลจากผู้เข้าร่วมการทดลองคนที่ 8 ไม่ถูกนำมาวิเคราะห์เนื่องจากได้ถูกพิจารณาตัดออกก่อนหน้าแล้ว

จากตารางที่ 4.4 ช่างค้นพบว่า มีเพียงผู้เข้าร่วมการทดลองที่ 15 เพียงคนเดียวเท่านั้นที่ความสามารถในการทรงตัว (SS-Adj) มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 เมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มขึ้น ในขณะที่ผู้เข้าร่วมการทดลองคนอื่นอีก 15 คน (ไม่นับรวมผู้เข้าร่วมการทดลองคนที่ 8 ที่พบว่ามีความผิดปกติของค่า SS-Adj และทำการตัดข้อมูลดังกล่าวออกไปก่อนแล้ว) มีค่า SS-Adj ที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงไปตามระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

4.1.2 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (Statokinesigram Length : SL)

4.1.2.1 ผลการทดสอบในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน (กลุ่มอดนอน)

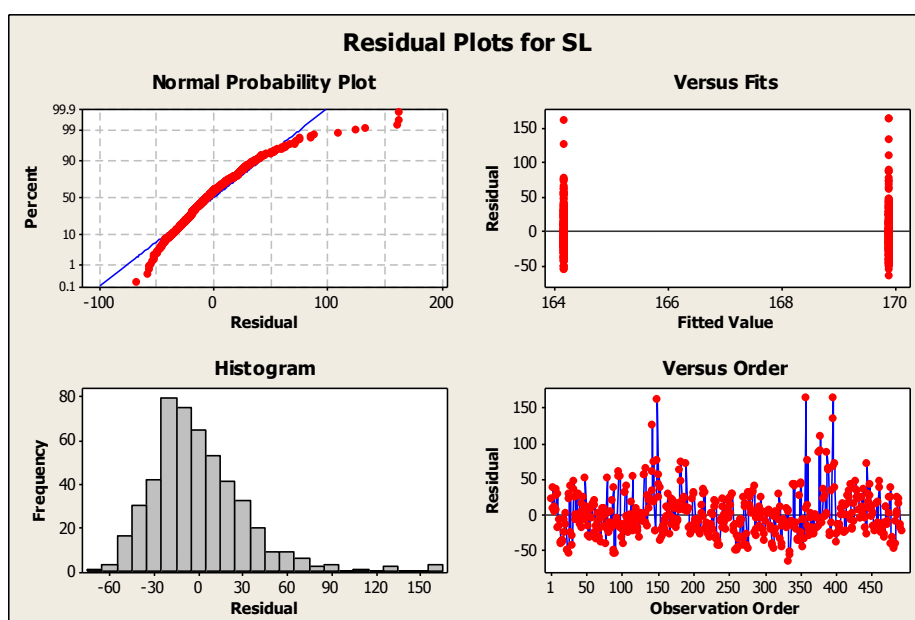
ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SL

จากการแจกแจงปกติของชุดข้อมูล ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SL แสดงได้ตามตาราง 4.5

ตารางที่ 4. 5 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SL

ตัวชี้วัด	สถานะการล้ม ตาหรือหลับตา	ค่าเฉลี่ย (ตร.ชม.)	SD	Percentile 5%	Percentile 95%
SL	ล้มตา	163.062	24.810	126.857	211.639
	หลับตา	168.883	27.530	127.756	212.710

การแจกแจงข้อมูลปกติของ SL



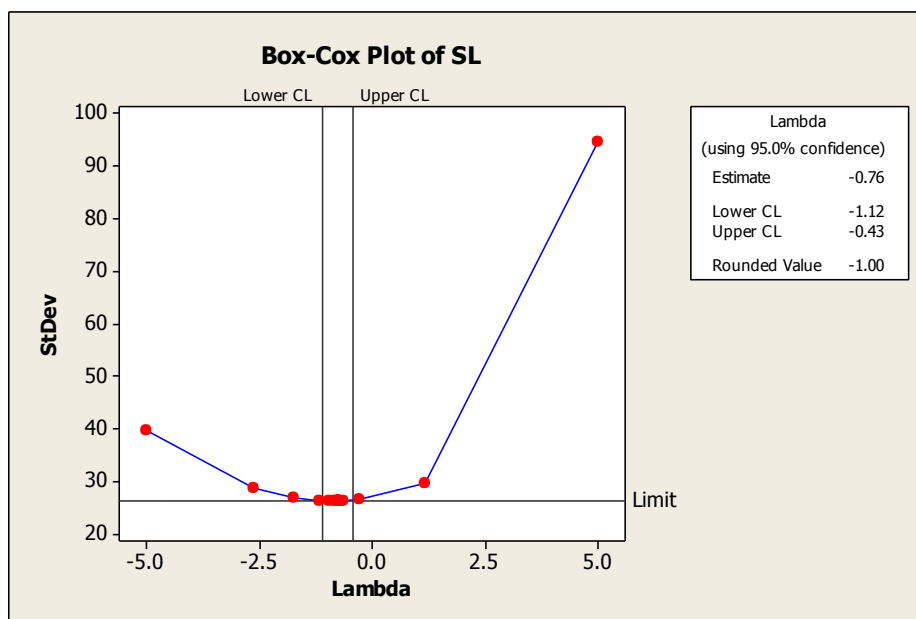
ภาพที่ 4. 21 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB จากผู้เข้าร่วม
การทดลอง 82 คน

จากผลการทดสอบดังภาพที่ 4.22 พบว่าการแจกแจงของค่า SL มีการแจกแจงที่ยังไม่เป็นปกติซึ่งสังเกตได้จาก Normal Probability Plot โดยการกระจายตัวของข้อมูลไม่อยู่ในแนวเส้นตรง โดยการกระจายตัวลักษณะนี้ทำให้ Histogram ของข้อมูลมีลักษณะเบ้ขวา และ Versus Order ก็มีการกระจายของข้อมูลส่วนหนึ่งที่มีค่า Residual มากกว่า 50 ซึ่งลักษณะดังนี้สรุปได้ว่า ข้อมูล SL มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นปกติ

นอกจากนี้พบว่ามีข้อมูลบางส่วนที่มีลักษณะเป็น Outlier ใดๆก็ดีจากการตรวจสอบ Outlier ดังกล่าวไม่พบว่ามาจากความผิดปกติในการทดลอง เช่น ความผิดพลาดของโปรแกรม หรือ ปัญหาสุขภาพของผู้เข้าร่วมการทดลองดังที่ได้มีการตรวจสอบเบื้องต้นกับผู้เข้าร่วมการทดลองว่า

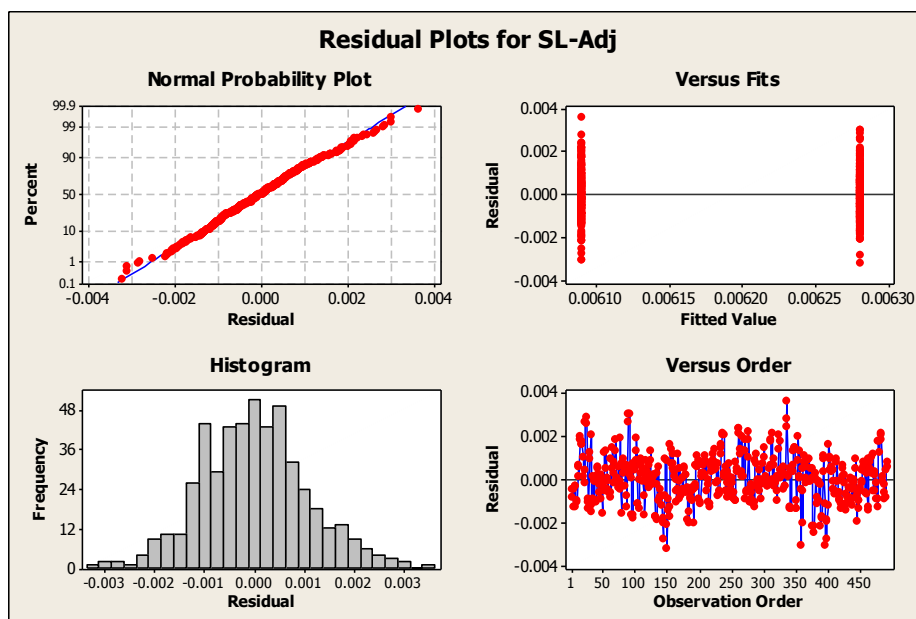
ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนไม่ได้มีความผิดปกติของร่างกายและไม่เคยได้รับบาดเจ็บในอวัยวะใดซึ่งอาจมีผลต่อการทรงตัว ดังนั้นจึงไม่พิจารณาตัดกลุ่ม Outlier นี้ออกจากการทดลอง

จากผลการทดสอบการแจกแจงปกติของชุดข้อมูล SL พบว่ามีการแจกแจงข้อมูลที่ไม่เป็นปกติ ข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์จึงถูกทำการเปลี่ยนแปลงให้เป็นปกติก่อนนำมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีแบบ Box และ Cox (1964) ซึ่งจะทำการเปลี่ยนข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลยกกำลัง λ หรือ Y^λ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์ค่า λ ที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลนี้



ภาพที่ 4. 22 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล SL

จากภาพที่ 4.23 ค่า λ ที่ได้จากการวิเคราะห์คือ -1.00 ดังนั้น ข้อมูลที่จะถูกนำไปวิเคราะห์ต่อไปคือ $SL-Adj = 1/SL$



ภาพที่ 4. 23 Residual Plot ของชุดข้อมูล SL-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)

จากภาพที่ 4.24 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้น กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูลชุดใหม่ที่ได้ถูกเปลี่ยนแปลงให้อยู่ในรูปฟังก์ชัน $1/SL$ มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

การวิเคราะห์ทางสถิติของชุดข้อมูล SL-Adj

จากการแจกแจงปกติข้างต้น ชุดข้อมูล SL-Adj ได้ถูกนำมาวิเคราะห์ผลของปัจจัยด้านสถานะการล้มตาหรือหลับตาด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า SL ก่อนการเปลี่ยนแปลงข้อมูล ค่า SL-Adj ($1/SL$) จะมีค่าไปในทิศทางตรงข้ามกันกับค่า SL ก็คือ เมื่อ SL มีค่าสูงขึ้น ค่า SL-Adj ก็จะมีค่าลดลง ซึ่งผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ SL-Adj แสดงในภาพที่ 4.25

```

One-way ANOVA: SL-Adj versus Eye

Source   DF      SS      MS      F      P
Eye      1  0.0000045  0.0000045  3.83  0.051
Error   490  0.0005696  0.0000012
Total   491  0.0005741

S = 0.001078   R-Sq = 0.78%   R-Sq(adj) = 0.57%

Individual 95% CIs For Mean Based on
Pooled StDev
Level   N      Mean      StDev  -----+-----+-----+-----+-----
Close  246  0.006090  0.001085  (-----*-----)
Open   246  0.006280  0.001071  (-----*-----)
-----+-----+-----+-----+-----
                                0.00600  0.00612  0.00624  0.00636

Pooled StDev = 0.001078

```

ภาพที่ 4. 24 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SL-Adj จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 82 คน

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านสถานะการลืมตาหรือหลับตาไม่มีผลให้ค่า SL มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.051)

4.1.2.2 ผลการทดลองในสภาวะปกติจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน (กลุ่มอดนอน)

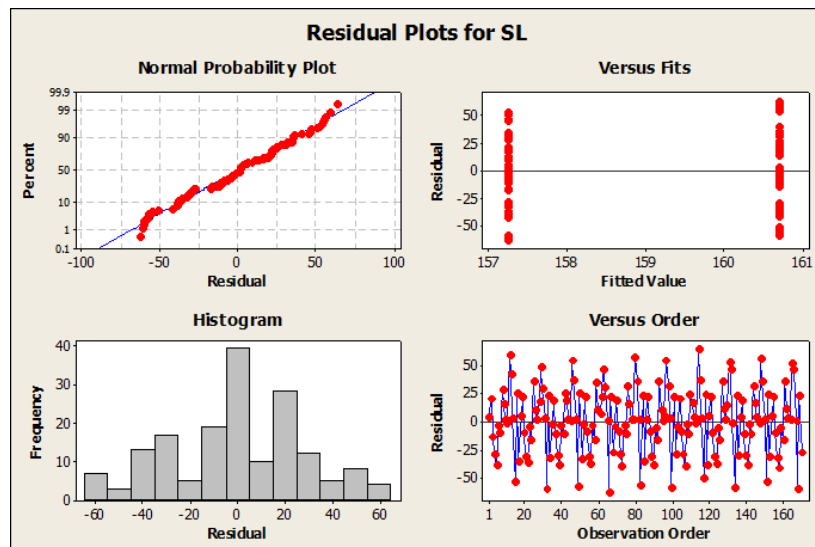
ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SL

ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SL แสดงได้ตามตาราง 4.6

ตารางที่ 4. 6 ค่าสถิติพื้นฐานของชุดข้อมูล SS

ตัวชี้วัด	สถานะการลืมตาหรือหลับตา	ค่าเฉลี่ย (ตร.ชม.)	SD	Percentile 5%	Percentile 95%
SL	ลืมตา	157.250	28.720	102.136	203.668
	หลับตา	160.710	28.490	111.964	212.265

การแจกแจงข้อมูลปกติของ SL



ภาพที่ 4. 25 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB ในสภาวะปกติ จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากภาพที่ 4.26 กราฟ Normal Probability Plot มีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรง กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูลนี้มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ ดังนั้น ชุดข้อมูล SL จึงสามารถนำมาวิเคราะห์ต่อได้ทันที

การวิเคราะห์ทางสถิติของชุดข้อมูล SL

จากการแจกแจงปกติข้างต้น ชุดข้อมูล SL ได้ถูกนำมาวิเคราะห์ผลของปัจจัยด้านสภาวะการล้มตาหรือหลับตาด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบทางเดียว (One-way ANOVA) ซึ่งได้ผลการวิเคราะห์ดังแสดงในภาพที่ 4.27

One-way ANOVA: SL versus Eye					
Source	DF	SS	MS	F	P
Eye	1	509	509	0.62	0.431
Error	168	137471	818		
Total	169	137980			
S = 28.61 R-Sq = 0.37% R-Sq(adj) = 0.00%					
Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev					
Level	N	Mean	StDev	-----+-----+-----+-----+-----	
Close	85	160.71	28.49	(------*-----)	
Open	85	157.25	28.72	(------*-----)	
				-----+-----+-----+-----+-----	
				152.0	156.0 160.0 164.0
Pooled StDev = 28.61					

ภาพที่ 4. 26 ผลการวิเคราะห์ One-way ANOVA ของ SL จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านสภาวะการล้มตาหรือหลับตาไม่มีผลให้ค่า SL มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.431)

4.1.2.3 การเปรียบเทียบผลการทดสอบในสภาวะปกติระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอน

ผลการทดสอบค่า SL ของผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิง (82 คน) และกลุ่มอดนอน (17 คน) ได้ถูกนำมาเปรียบเทียบทางสถิติเพื่อเป็นการยืนยันว่าผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอดนอนมีความสามารถในการทรงตัว (SS) ที่เป็นปกติเมื่อเทียบกับกลุ่มอ้างอิง การเปรียบเทียบนี้ใช้วิธีการสถิติคือ Two-Sample T-Test โดยมีสมมติฐานดังนี้

H_0 : ค่าเฉลี่ย SL ระหว่างผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอนไม่แตกต่างกัน

H_1 : ค่าเฉลี่ย SL ระหว่างผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอนแตกต่างกัน

ผลการเปรียบเทียบทางสถิติดังกล่าวแสดงได้ตามภาพที่ 4.28

Two-Sample T-Test and CI: SL-82, SL-17				
Two-sample T for SL-82 vs SL-17				
	N	Mean	StDev	SE Mean
SL-82	246	164.2	30.3	1.9
SL-17	68	157.1	29.2	3.5
Difference = mu (SL-82) - mu (SL-17)				
Estimate for difference: 7.04				
95% CI for difference: (-0.96, 15.04)				
T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 1.74 P-Value = 0.084 DF = 110				

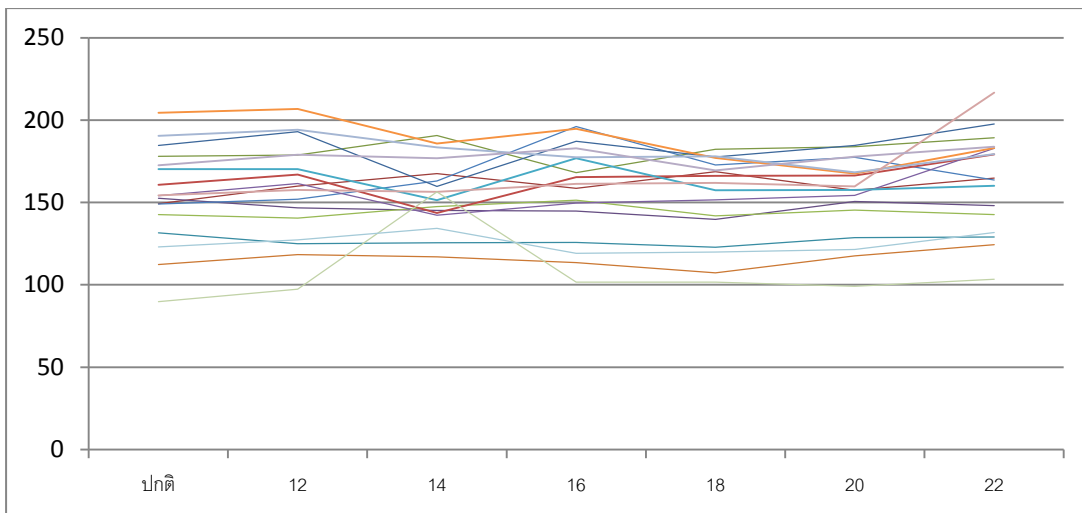
ภาพที่ 4. 27 ผลการวิเคราะห์ Two-Sample T-Test ค่า SL ระหว่างกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอน

จากผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบข้างต้นพบว่าค่า SL จากผู้เข้าร่วมการทดลองกลุ่มอ้างอิงและกลุ่มอดนอนไม่มีความแตกต่างกันทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.084) จึงสรุปได้ว่าความสามารถในการทรงตัว (SL) ในสภาวะปกติของกลุ่มอดนอนไม่มีความแตกต่างกับผลการทดสอบของกลุ่มอ้างอิง

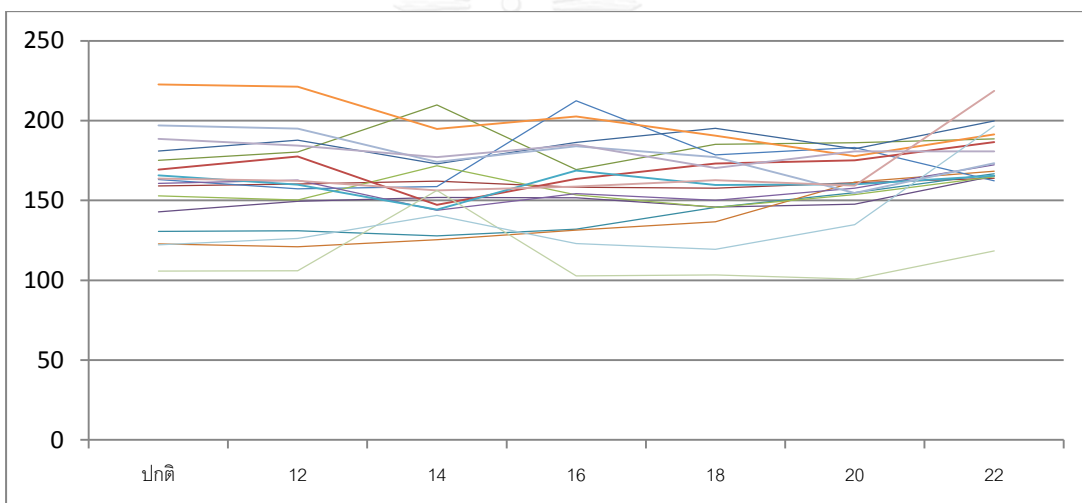
4.1.2.4 ผลการทดสอบของตัวชี้วัด ระยะทางการเคลื่อนที่ (Statokinesigram Length, SL)

ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า SL ที่เก็บได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.29 (สภาวะล้มตา) และภาพที่ 4.30 (สภาวะหลับตา)



ภาพที่ 4. 28 ค่า SL ในสภาวะล้มตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



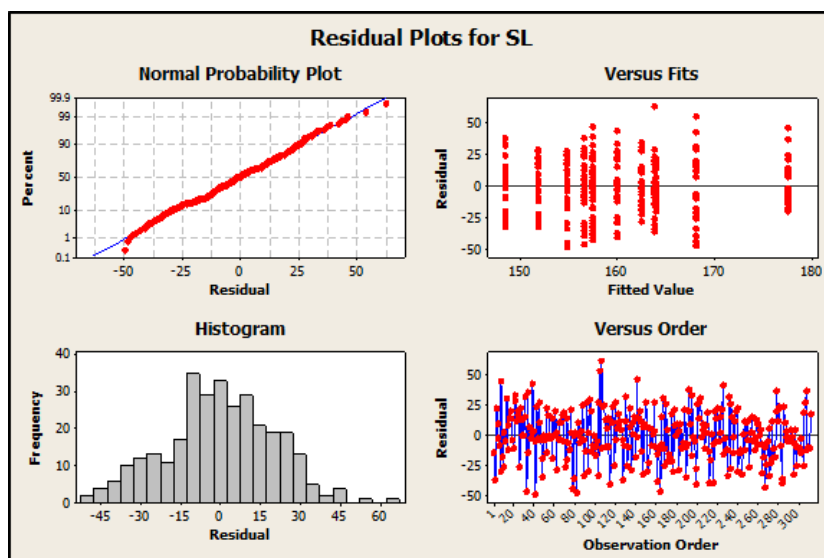
ภาพที่ 4. 29 ค่า SL ในสภาวะหลับตา เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

ภาพที่ 4.29 และ 4.30 ข้างต้นแสดงกราฟเส้นข้อมูลค่า SL ของผู้เข้าร่วมการทดลอง พบว่า ข้อมูลโดยรวมของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน มีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน และไม่มีผู้เข้าร่วมการทดลองคนใดที่มีค่าแตกต่างจากกลุ่มผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนมาก ดังนั้นจึงพิจารณาไม่ตัดข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆออกจากการวิเคราะห์สถิติในลำดับถัดไป

การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อดูการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



ภาพที่ 4. 30 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 12 คน (หลังตัดบางข้อมูลออก)

จากการทดสอบข้างต้นพบว่าการแจกแจงของค่า SL มีการแจกแจงที่เป็นปกติ โดย Normal Probability Plot มีลักษณะของข้อมูลที่เรียงตัวเป็นเส้นตรง Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำ กราฟ Versus Fits และ Versus Order มีการกระจายตัวแบบอิสระ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า SL มีการกระจายตัวข้อมูลเป็นแบบปกติ ค่า SL (ที่ตัดข้อมูลแล้ว) จึงสามารถนำไปวิเคราะห์ผลทางสถิติต่อไป

การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล SL

จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธีการทางสถิติ DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ สภาวะการล้มตาและช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ซึ่งผลของการวิเคราะห์เป็นดังภาพที่ 4.32

General Linear Model: SL versus Subject, Time, Eye						
Factor	Type	Levels	Values			
Subject	fixed	17	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17			
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22			
Eye	fixed	2	Close, Open			

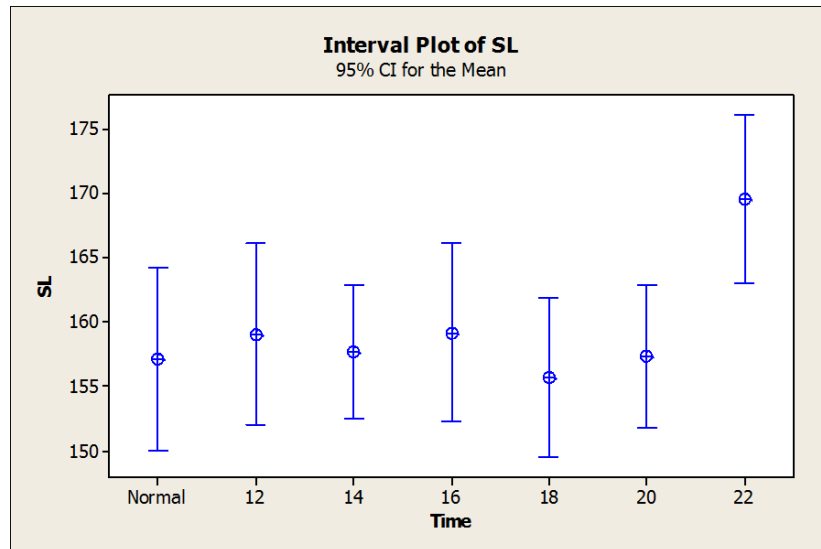
Analysis of Variance for SL, using Adjusted SS for Tests						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Subject	16	241981.0	241981.0	15123.8	321.47	0.000
Time	6	8749.3	8749.3	1458.2	31.00	0.000
Eye	1	4213.2	4213.2	4213.2	89.56	0.000
Subject*Time	96	54093.4	54093.4	563.5	11.98	0.000
Subject*Eye	16	4905.7	4905.7	306.6	6.52	0.000
Time*Eye	6	887.3	887.3	147.9	3.14	0.006
Subject*Time*Eye	96	9315.8	9315.8	97.0	2.06	0.000
Error	238	11196.9	11196.9	47.0		
Total	475	335342.6				

S = 6.85899 R-Sq = 96.66% R-Sq(adj) = 93.34%

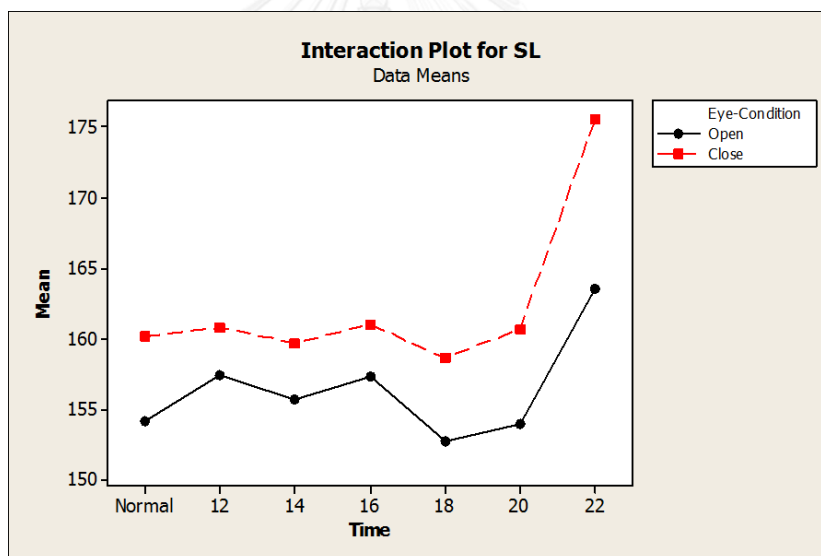
ภาพที่ 4. 31 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า SL

เนื่องจากว่างานวิจัยนี้ทำการศึกษาเฉพาะปัจจัยด้านสภาวะการลืมตาและด้านเวลาที่ยังคงตื่นนอนเท่านั้น จึงไม่ทำการพิจารณาในส่วนของปัจจัยด้านตัวผู้เข้าร่วมการทดลอง แต่การเพิ่มเงื่อนไขการพิจารณาทางสถิติเรื่องของผู้เข้าร่วมการทดลอง (subject) ก็เพื่อการวิเคราะห์แยกปัจจัยภายนอกเป็นรายบุคคล

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและสภาวะการลืมตามีผลต่อค่า SL ของผู้เข้าร่วมการทดลองให้มีความแตกต่างที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ($p\text{-value} = 0.000$ สำหรับทั้ง 2 ปัจจัย) นอกจากนี้การวิเคราะห์ยังพบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านสภาวะการลืมตา ($p\text{-value} = 0.006$) ภาพที่ 4.33 ได้แสดงพฤติกรรมของค่าเฉลี่ย SL ตามระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน และภาพที่ 4.34 แสดงอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านสภาวะการลืมตา



ภาพที่ 4. 32 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



ภาพที่ 4. 33 Interaction Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด SL ในการทดสอบแบบ mCTSIB แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.33 ข้างต้น พบว่าในส่วนของระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนซึ่งเป็นสิ่งที่งานวิจัยนี้สนใจศึกษามีผลทำให้ค่า SL ของผู้เข้าร่วมการทดลองมีค่าสูงมากขึ้นเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้น โดยการเพิ่มขึ้นของ SL นี้สามารถสังเกตเห็นได้ที่ระยะเวลาตื่นนอน 22 ชั่วโมงเป็นต้นไป ซึ่งการสังเกต Interaction Plot ในภาพที่ 4.34 เพิ่มเติมก็พบว่าค่า SL มีแนวโน้มค่อนข้างคงที่ระหว่างระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 12 ถึง 20 ชั่วโมง และเพิ่มสูงขึ้นอย่างเห็นได้ชัดในชั่วโมงการตื่นนอนที่ 22

จากตารางที่ 4.7 ข้างต้นพบว่า มีผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 6 คน (35%) ที่มีค่า SL เพิ่มขึ้นที่ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 20 และ 22 ชั่วโมง ผู้เข้าร่วมการทดลอง 4 คน (24%) ที่มีค่า SL เพิ่มขึ้นในช่วงระยะเวลาตื่นนอน 14 และ 16 ชั่วโมง และมีผู้เข้าร่วมการทดลอง 2 คน (12%) ที่มีค่า SL ลดลงเมื่อในช่วงระยะเวลาตื่นนอน 20 ชั่วโมง การวิเคราะห์นี้จึงแสดงให้เห็นถึงความหลากหลายในพฤติกรรมของค่า SL เมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไป

4.1.3 การเปรียบเทียบผลจากงานวิจัยนี้กับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006)

เนื่องด้วยงานวิจัยนี้ได้ทำการอ้างอิงถึงหลักการของงานวิจัยในอดีตของ Fabbri et. al. (2006) ซึ่งได้ทำการศึกษาความสามารถในการทรงตัวของบุคคลเมื่อระยะเวลาที่ตื่นนอนผ่านไป 24 ชั่วโมง ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาเปรียบเทียบผลการทดลองจากงานวิจัยนี้กับงานของ Fabbri et. al. (2006) โดยทำการเปรียบเทียบทางสถิติสำหรับค่า SS และ SL ในช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 12 ชั่วโมงและ 22 ชั่วโมง ซึ่งผลการเปรียบเทียบพฤติกรรมของค่า SS และ SL ระหว่างผู้เข้าร่วมการทดลองของงานวิจัยนี้และงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006) แสดงได้ดังตารางที่ 4.8

ตารางที่ 4. 8 การเปรียบเทียบผลการทดลองจากและงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006)

ตัวชี้วัด	ปัจจัย	P-Value	
		Fabbri et. al. (2006)	งานวิจัยชิ้นนี้
SS	ระยะเวลาตื่นนอน	>0.05	0.000
	สภาวะการล้มตา	<0.001	0.000
	อันตรกิริยา	>0.05	0.922
SL	ระยะเวลาตื่นนอน	<0.05	0.000
	สภาวะการล้มตา	<0.001	0.000
	อันตรกิริยา	>0.05	0.006

จากตาราง 4.8 ข้างต้นพบว่า งานวิจัยนี้มีผลการทดสอบค่า SS และ SL ที่มีคุณลักษณะที่คล้ายกันกับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006) ทั้งค่า SS และ SL โดยมีจุดแตกต่างสองจุดได้แก่

1) การทดสอบปัจจัยด้านระยะเวลาตื่นนอนสำหรับตัวชี้วัด SS ในการวิจัยนี้พบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ตื่นนอนมีผลให้ค่า SS มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ แต่สำหรับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006) พบว่าปัจจัยเรื่องนี้กลับไม่มีผลต่อ SS อย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามหลังจากได้ทำการวิเคราะห์แบบรายบุคคลพบว่า มีผู้เข้าร่วมการทดลองเพียงคนเดียวจากจำนวนทั้งสิ้น 17 คน ที่พบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาตื่นนอนมีผลต่อค่า SS ดังนั้นผลจากงานวิจัยนี้จึงยังมีความคล้ายคลึงกับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006)

2) อันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาตื่นนอนและสภาวะการล้มตาหรือหลับตาของตัวชี้วัด SL งานวิจัยนี้พบว่าปัจจัยทั้ง 2 นี้ มีอันตรกิริยาต่อกันอย่างมีนัยสำคัญซึ่งต่างจากงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006) ที่ไม่พบอันตรกิริยาดังกล่าว ซึ่งเมื่อทำการวิเคราะห์เพิ่มเติมดังภาพที่ 4.34 กลับไม่พบอันตรกิริยานี้ในภาพรวมของงานวิจัย และเมื่อพิจารณาร่วมกับผลการวิเคราะห์แบบรายบุคคลในสภาวะหลับตาดังตารางที่ 4.7 พบว่ามีผู้เข้าร่วมการทดลอง 2 คน ที่ค่า SL มีแนวโน้มลดลงเมื่อปัจจัยด้านระยะเวลาตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้น จึงเป็นไปได้ว่าอันตรกิริยาดังกล่าวเกิดขึ้นจากผู้เข้าร่วมการทดลอง 2 คนนี้ และผลการทดลองในภาพรวมยังคงสื่อไปในทางเดียวกับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006)

4.1.4 การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนสำหรับการวิเคราะห์การทดสอบแบบ mCTSIB

เนื่องด้วยงานวิจัยชิ้นนี้มุ่งที่จะศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดในการทดสอบความสามารถในการทรงตัวกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (จำนวนเวลาที่ไม่ได้นอน) ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาความสัมพันธ์โดยสร้างสมการที่จะสามารถใช้ในการพยากรณ์ค่าระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนโดยใช้วิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงซ้อนแบบ Stepwise Regression ในส่วนของสมการพยากรณ์นั้นมีรูปแบบดังสมการที่ 4.1

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \dots + \beta_n X_n + e \quad \dots \dots \dots (4.1)$$

โดย Y คือ ตัวแปรตาม (Dependent Variable) แปรตามค่าของตัวแปรอิสระ X

X คือ ตัวแปรอิสระ (Independent Variable)

β_0 คือ ส่วนตัดแกน Y เมื่อกำหนดให้ $X_1 = X_2 = \dots = X_n = 0$

$\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_n$ คือ สัมประสิทธิ์ความถดถอยเชิงซ้อน

สำหรับการทดสอบแบบ mCTSIB สามารถกำหนดตัวแปรที่เกี่ยวข้องต่างๆได้ดังต่อไปนี้

ตัวแปรตาม คือ ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเป็นชั่วโมง (Time)

ตัวแปรอิสระ คือ พื้นที่สนับสนุนการทรงตัว (SS), ระยะทางการเคลื่อนที่ของจุดศูนย์กลางความดัน (SL) และ สภาวะการล้มตาหรือหลับตา (Eye)

อย่างไรก็ดีตัวแปรสภาวะการล้มตาหรือหลับตาก็ยังไม่สามารถนำไปใช้โดยตรงในสมการพยากรณ์เนื่องจากตัวแปรนี้มีค่าที่เป็นสถานการณ์ได้แก่ ล้มตาและหลับตา ดังนั้นจึงต้องสร้างตัวแปรหุ่น (Dummy Variable) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ดังนี้

สภาวะล้มตา (Eye) = 1 สำหรับการทดสอบในสภาวะล้มตา

สภาวะล้มตา (Eye) = 0 สำหรับการทดสอบในสภาวะหลับตา

การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนโดยวิธี Stepwise Regression โดยใช้การวิเคราะห์แบบ Backward Elimination จะให้ผลค่าสัมประสิทธิ์การถดถอยเชิงซ้อนของแต่ละตัวแปรต้นที่เกี่ยวข้องและทำการตัดตัวแปรต้นบางตัวที่ไม่ส่งผลต่อการพยากรณ์ค่าตัวแปรต้นออก ทั้งนี้เพื่อให้ได้สมการพยากรณ์ที่ถูกต้องและมีค่า R-Square สูงที่สุด หรือก็คือพยากรณ์ค่าตัวแปรต้นได้แม่นยำที่สุด สำหรับการทดสอบแบบ mCTSIB นี้ ผล Stepwise Regression แสดงได้ตามภาพที่ 4.36

Stepwise Regression: Time versus SS, SL, Eye			
Backward elimination. Alpha-to-Remove: 0.1			
Response is Time on 3 predictors, with N = 408			
Step	1	2	3
Constant	14.72	14.98	15.13
SS	0.25	0.21	
T-Value	1.69	1.52	
P-Value	0.092	0.130	
SL	0.0111	0.0107	0.0117
T-Value	1.70	1.65	1.81
P-Value	0.089	0.101	0.072
Eye	0.28		
T-Value	0.77		
P-Value	0.442		
S	3.41	3.40	3.41
R-Sq	1.50	1.36	0.80
R-Sq(adj)	0.77	0.87	0.55
Mallows Cp	4.0	2.6	2.9

ภาพที่ 4. 36 ผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression สำหรับวิธีการทดสอบความสามารถการทรงตัวแบบ mCTSIB

จากผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression ข้างต้นพบว่า ตัวแปรที่เกี่ยวข้อง 2 ตัว ได้แก่ SS และ Eye ได้ถูกตัดออกจากการวิเคราะห์สมการพยากรณ์ ดังนั้นสมการพยากรณ์ของการทดสอบความสามารถในการทรงตัวแบบ mCTSIB คือ

$$\text{Time} = 15.13 + 0.0117\text{SL} \quad \dots\dots\dots (4.2)$$

จากภาพที่ 4.36 ค่า R-Square (Adj) ของสมการพยากรณ์นี้คือ 0.55 ซึ่งแปลความหมายได้ว่า สมการที่ 4.2 นี้ไม่สามารถใช้พยากรณ์ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมยังคงยืนบนนอนอยู่ได้อย่างถูกต้อง ดังนั้นแล้ว จึงทำการวิเคราะห์เพิ่มเติมโดยแยกวิเคราะห์ระหว่างสภาวะการล้มตาเป็น ล้มตาและหลับตา ผลจากการวิเคราะห์สามารถสร้างเป็นสมการพยากรณ์ได้ดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4. 9 สมการพยากรณ์ของวิธีการทดสอบแบบ mCTSIB แบ่งตามปัจจัยด้านสภาวะการล้มตา

สภาวะการล้มตา- หลับตา	สมการพยากรณ์	R-Square (Adj)	สมการที่
หลับตา	$\text{Time} = 13.85 + 0.0193\text{SL}$	1.57	4.3
ล้มตา	$\text{Time} = 16.09 + 0.85\text{SS}$	2.2	4.4

เพราะฉะนั้นแล้ว การทดสอบแบบ mCTSIB เพื่อการพยากรณ์ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงนอนสามารถทำได้โดยทดสอบค่า SS ในสภาวะล้มตาและทำการพยากรณ์โดยใช้สมการที่ 4.4 จะพยากรณ์ระยะเวลาที่ยังคงยืนบนนอนได้ดีที่สุด อย่างไรก็ตาม ค่า R-Square (Adj) ของการทดสอบในสภาวะดังกล่าวก็ยังมีค่าน้อยมากเพียง 2.2 เท่านั้น

4.2 วิธีการทดสอบขีดจำกัดของการทรงตัว (Limits of Stability, LOS)

วิธีการทดสอบแบบ LOS เป็นการทดสอบความสามารถการทรงตัวเพื่อตรวจวัดขีดความสามารถ (Limit) คือทดสอบว่าผู้เข้าร่วมการทดลองสามารถควบคุมร่างกายให้อยู่ในเป้าหมายซึ่งเป็นขีดความสามารถการทรงตัว (Limits of Stability) ของร่างกายได้ดีเพียงใด ซึ่งจะสามารถทำการศึกษาปัจจัยที่อาจมีผลต่อความสามารถในการทรงตัวซึ่งก็คือระยะเวลาที่ยังคงยืนบนนอนของผู้เข้าร่วมการทดลองและทิศทางของตำแหน่งเป้าหมาย โดยมีตัวชี้วัดที่สนใจศึกษา 4 ตัวชี้วัด ได้แก่ ความเร็วเฉลี่ยในการเคลื่อนที่ (Movement Velocity : MVL), ระยะทางที่ทำได้ในการเคลื่อนที่ครั้งแรก (Endpoint Excursion : EPE), ระยะทางไกลสุดที่สามารถทำได้ (Maximum Excursion : MXE), และ ความสามารถในการควบคุมทิศทางเข้าหาเป้าหมาย (Directional Control : DCL)

สมมติฐานสำหรับการทดลองสามารถระบุได้ตามปัจจัยที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

H_0 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไปไม่แตกต่างกัน

H_1 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกันอย่างน้อย 2 ระดับ

ปัจจัยด้านทิศทางของตำแหน่งเป้าหมาย

H_0 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านทิศทางของตำแหน่งเป้าหมายเปลี่ยนแปลงไปไม่แตกต่างกัน

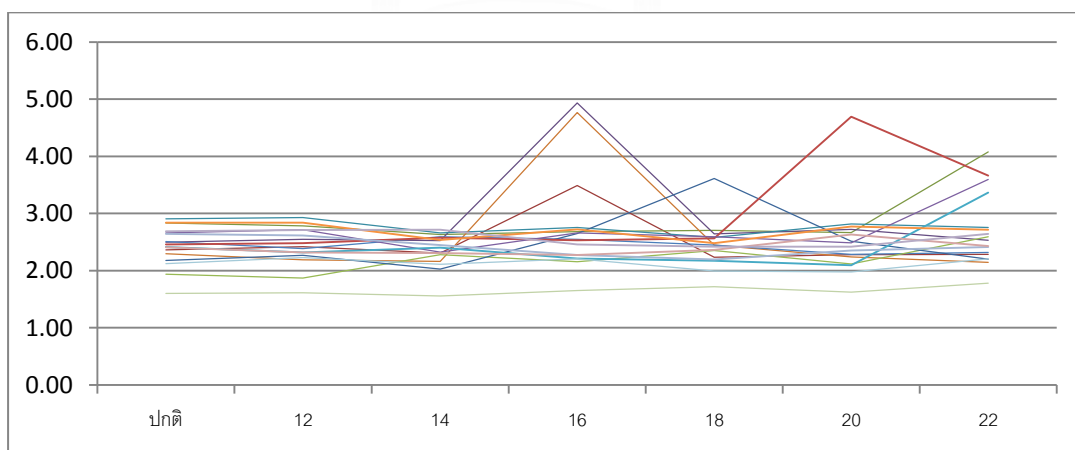
H_1 : ความสามารถในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านทิศทางของตำแหน่งเป้าหมายเปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกันอย่างน้อย 2 ระดับ

จากปัจจัยข้างต้น ผลการทดลองที่ได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกนำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีการ General Full Factorial Design ในโปรแกรม Minitab สำหรับภาพรวมของการทดลอง

4.2.1 ผลการทดสอบของตัวชี้วัด ความเร็วเฉลี่ยในการเคลื่อนที่ (Movement Velocity : MVL)

4.2.1.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า MVL ที่เก็บได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.37



ภาพที่ 4. 37 ค่า MVL เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

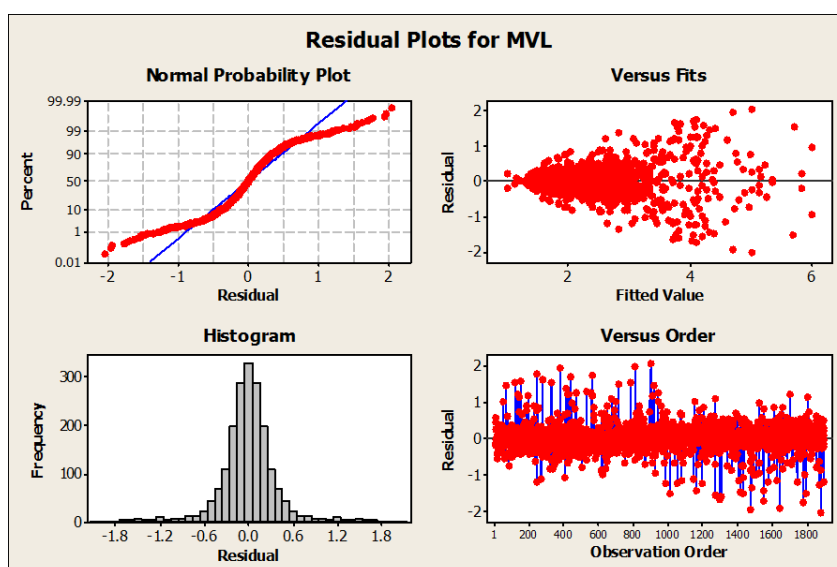
จากภาพที่ 4.37 ข้างต้น พิจารณากราฟเส้นบางแสดงข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนจะเห็นว่า ค่า MVL ของผู้เข้าร่วมการทดลองบางคนมีลักษณะแตกต่างออกไปจากผู้เข้าร่วมการ

ทดลองส่วนใหญ่ อย่างไรก็ตาม การที่พฤติกรรมแตกต่างออกไปนั้นยังมีลักษณะเป็นกลุ่ม ดังนั้นจึงพิจารณาไม่ตัดข้อมูล MVL ของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆออก

4.2.1.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

ผลการทดลองได้ถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อดูการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



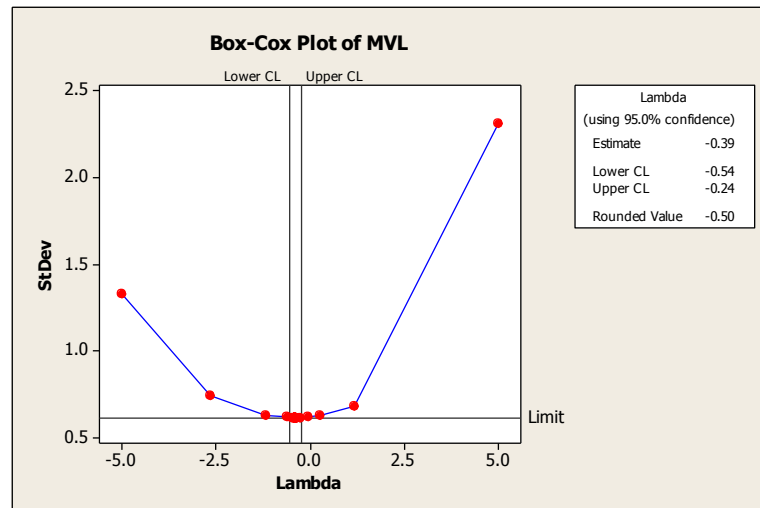
ภาพที่ 4. 38 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด MVL ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากการทดสอบข้างต้นพบว่า การแจกแจงของค่า MVL มีการแจกแจงที่ยังไม่เป็นปกติซึ่งสังเกตได้จาก Normal Probability Plot โดยการกระจายตัวของข้อมูลไม่อยู่ในแนวเส้นตรง โดยการกระจายตัวลักษณะนี้ทำให้ Histogram ของข้อมูลมีลักษณะเบ้ขวา และ Versus Order ก็มีการกระจายของข้อมูลส่วนหนึ่งที่มีค่า Residual มากกว่า 2 ซึ่งลักษณะดังนี้สรุปได้ว่า ข้อมูล MVL มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นปกติ

นอกจากนี้พบว่า มีข้อมูลบางส่วนที่มีลักษณะเป็น Outlier อย่างไรก็ตาม การตรวจสอบ Outlier ดังกล่าวไม่พบว่ามาจากความผิดปกติในการทดลอง เช่น ความผิดพลาดของโปรแกรม หรือ ปัญหาสุขภาพของผู้เข้าร่วมการทดลองดังที่ได้มีการตรวจสอบเบื้องต้นกับผู้เข้าร่วมการทดลองว่า ผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนไม่ได้มีความผิดปกติของร่างกายและไม่เคยได้รับบาดเจ็บในอวัยวะใดซึ่งอาจมีผลต่อการทรงตัว ดังนั้นจึงไม่พิจารณาตัดกลุ่ม Outlier นี้ออกจากการทดลอง

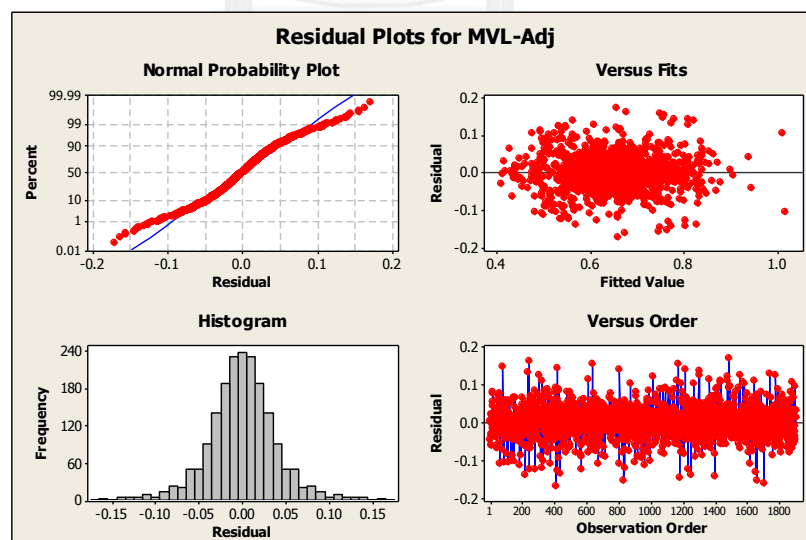
ข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์จึงถูกทำการเปลี่ยนแปลงให้มีการแจกแจงเป็นปกติก่อนนำมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีแบบ Box และ Cox (1964) ซึ่งจะทำการเปลี่ยนข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลยกกำลัง λ หรือ Y^λ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า λ ที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลนี้

จากการวิเคราะห์โดยโปรแกรม Minitab พบว่าค่า λ ที่ได้ คือ -0.50 ดังแสดงในภาพที่ 4.39



ภาพที่ 4. 39 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล MVL

ดังนั้น ข้อมูลที่จะถูกนำไปวิเคราะห์คือ $MVL-Adj = MVL^{(-0.5)}$



ภาพที่ 4. 40 Residual Plot ของชุดข้อมูล MVL-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)

จากภาพที่ 4.40 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้น กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูลชุดใหม่ที่ได้ถูกเปลี่ยนแปลงให้อยู่ในรูปฟังก์ชัน $\ln(MVL)$ มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

4.2.1.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล MVL-Adj

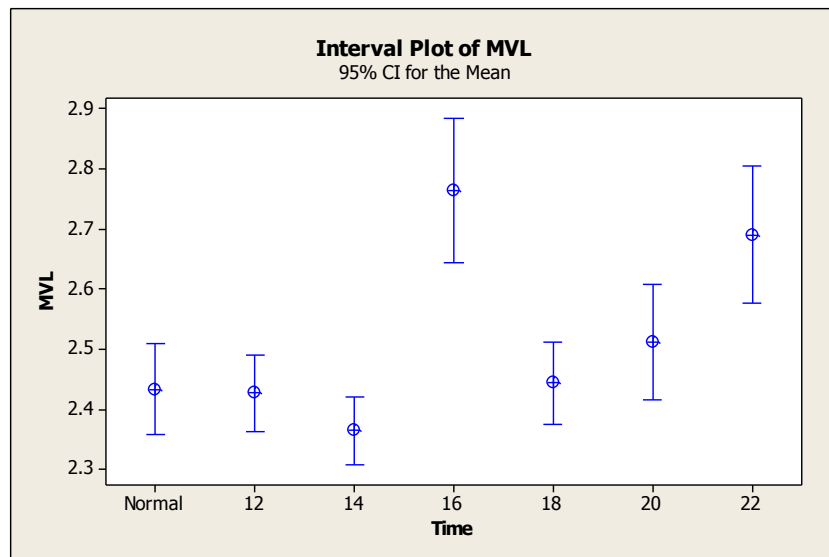
จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธีการทางสถิติ DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ ช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางของเป้าหมาย โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า MVL ก่อนการเปลี่ยนแปลงข้อมูล ค่า MVL-Adj จะมีค่าไปในทิศทางตรงข้ามกันกับค่า MVL ก็คือ เมื่อ MVL มีค่าสูงขึ้น ค่า MVL-Adj ก็ลดลง ซึ่งผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ MVL-Adj แสดงในภาพที่ 4.41

General Linear Model: MVL-Adj versus Subject, Time, Direction							
Factor	Type	Levels	Values				
Subject	fixed	17	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17				
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22				
Direction	fixed	8	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8				
Analysis of Variance for MVL-Adj, using Adjusted SS for Tests							
Source		DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Subject		16	3.73707	3.73707	0.23357	73.44	0.000
Time		6	0.28262	0.28262	0.04710	14.81	0.000
Direction		7	1.35176	1.35176	0.19311	60.72	0.000
Subject*Time		96	2.41239	2.41239	0.02513	7.90	0.000
Subject*Direction		112	0.84357	0.84357	0.00753	2.37	0.000
Time*Direction		42	0.13695	0.13695	0.00326	1.03	0.429
Subject*Time*Direction		672	1.71076	1.71076	0.00255	0.80	0.999
Error		952	3.02783	3.02783	0.00318		
Total		1903	13.50295				
S = 0.0563959 R-Sq = 77.58% R-Sq(adj) = 55.18%							

ภาพที่ 4. 41 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า MVL-Adj

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางของเป้าหมายมีผลต่อค่า MVL-Adj ของผู้เข้าร่วมการทดลองให้มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.000 สำหรับทั้งสองปัจจัย) นอกจากนี้การวิเคราะห์ไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย (p-value = 0.429)

ผลการวิเคราะห์ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



ภาพที่ 4. 42 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด MVL ในการทดสอบแบบ LOS แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.42 ข้างต้น พบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนซึ่งเป็นสิ่งที่งานวิจัยนี้สนใจศึกษามีผลทำให้ค่า MVL ของผู้เข้าร่วมการทดลองมีค่าสูงมากขึ้นเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้น โดยการเพิ่มขึ้นของ MVL นี้สามารถสังเกตเห็นได้ที่ระยะเวลาตื่นนอน 16 และ 22 ชั่วโมง

เมื่อวิเคราะห์เพิ่มเติมโดยวิธี Bonferroni Test เพื่อศึกษาพฤติกรรมในแต่ละระดับปัจจัยโดยสังเกตจากการซ้อนทับกันของคู่ความเชื่อมั่นและการจัดกลุ่ม (Grouping Information) งานวิจัยนี้ได้เปรียบเทียบการตามชนิดปัจจัย ได้แก่ สภาวะการล้มตาหรือหลับตาและระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

Bonferroni 95.0% Simultaneous Confidence Intervals			
Response Variable MVL			
All Pairwise Comparisons among Levels of Time			
Time = 0 subtracted from:			
Time	Lower	Center	Upper
12	-0.1991	-0.00659	0.1859
14	-0.2615	-0.06900	0.1235
16	0.1377	0.33020	0.5227
18	-0.1822	0.01035	0.2029
20	-0.1131	0.07940	0.2719
22	0.0645	0.25700	0.4495

ภาพที่ 4. 43 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (MVL)

Grouping Information Using Bonferroni Method and 95.0% Confidence			
Time	N	Mean	Grouping
16	272	2.8	A
22	272	2.7	A B
20	272	2.5	B C
18	272	2.4	C
0	272	2.4	C
12	272	2.4	C
14	272	2.4	C

Means that do not share a letter are significantly different.

ภาพที่ 4. 44 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (MVL)

จากภาพที่ 4.43 เมื่อทำการวิเคราะห์ถึงช่วงความเชื่อมั่นจะพบว่า ค่า MVL มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตลอดระดับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน แต่ช่วงเวลาที่ 16 ชั่วโมง ค่า MVL มีการกระโดดสูงขึ้นและกลับลงมาในชั่วโมงที่ 18 จากนั้นก็ค่อยๆเพิ่มขึ้นจนกระทั่งชั่วโมงที่ 22 เมื่อทำการวิเคราะห์ร่วมกับ Pairwise Comparison เพื่อจัดกลุ่มค่า MVL ดังภาพที่ 4.44 พบว่าชั่วโมงที่ 16 มีค่า MVL สูงที่สุด และถ้าหากไม่นับชั่วโมงที่ 16 แล้ว แนวโน้มของค่า MVL จะเพิ่มขึ้นอย่างค่อยเป็นค่อยไปเมื่อเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้นโดยชั่วโมงที่ 22 จึงจะพบว่ามีค่าแตกต่างจากชั่วโมงที่ 12 ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05

อย่างไรก็ดี การวิเคราะห์ Pairwise Comparisons ของผลค่า MVL ในภาพรวมเพียงอย่างเดียวอาจให้ผลที่คาดเคลื่อนได้เนื่องจากผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนมีค่า MVL ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจึงได้ทำการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons โดยทำการแยกวิเคราะห์เป็นรายบุคคลเพิ่มเติมเพื่อศึกษาลักษณะพฤติกรรมและแนวโน้มของค่า MVL ของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคน การวิเคราะห์เพิ่มเติมนี้ได้ศึกษาเฉพาะในทิศทางทดสอบที่ 1 (ด้านหน้า) ซึ่งคาดว่าจะสามารถสังเกตผลกระทบจากระยะเวลาการอดนอนได้ชัดเจน ผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.10 (รายละเอียดการวิเคราะห์แสดงได้ดังภาคผนวก ง)

ตารางที่ 4. 10 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า MVL แบบรายบุคคลในทิศทางทดสอบที่ 1 (ด้านหน้า)

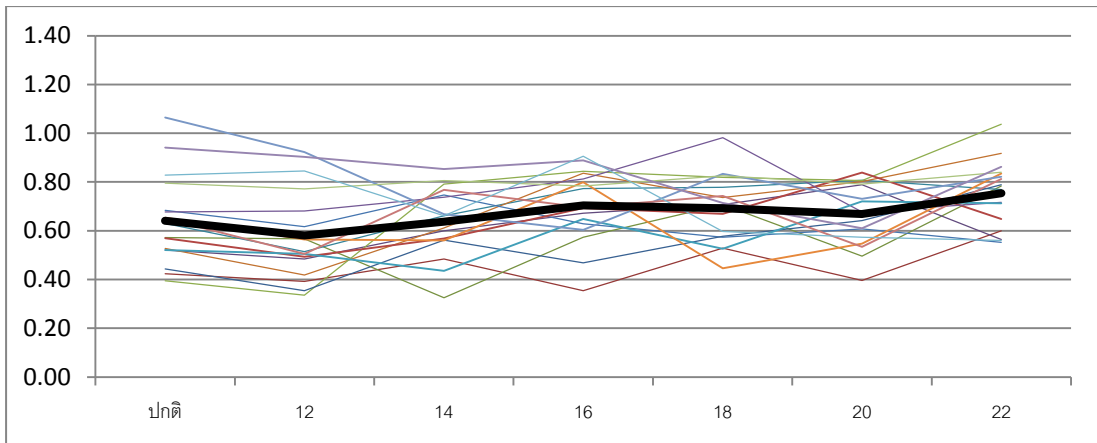
ผู้เข้าร่วม การทดลอง	ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ชม.)							แนวโน้มการ เปลี่ยนแปลง	จุดที่พบความ เปลี่ยนแปลง (ชม.)
	ปกติ	12	14	16	18	20	22		
1	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
2	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
3	B	B	B	A	B	B	B	เพิ่ม-ลด	16
4	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
5	B	B	B	A	B	B	B	เพิ่ม-ลด	16
6	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
7	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
8	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
9	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
10	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
11	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
12	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
13	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
14	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
15	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
16	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
17	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-

จากตารางที่ 4.10 ชำ้ต้นพบว่ามืผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวนเพียง 2 คน ที่พบว่าเกิดความเปลี่ยนแปลงของค่า MVL อย่างมีนัยสำคัญ โดยที่แนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงค่า MVL ของผู้เข้าร่วมการทดลอง 2 คนนี้เป็นแบบเพิ่มขึ้นในระยะเวลาตื่นนอนที่ 16 ชั่วโมง และลดลงในชั่วโมงถัดมา ในขณะที่แนวโน้มของค่า MVL ของผู้เข้าร่วมการทดลองคนอื่นเป็นแบบคงที่ ดังนั้นแล้ว แม้ว่าผลการทดสอบทางสถิติจะบ่งชี้ว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนนั้นมีผลให้ค่า MVL มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญ แต่การเปลี่ยนแปลงของค่า MVL ดังกล่าวก็ไม่ได้เกิดขึ้นกับผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่โดยเกิดกับผู้เข้าร่วมการทดลองเพียง 2 คน จาก 17 คน (12%) เท่านั้น

4.2.2 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดระยะทางในการเคลื่อนที่ครั้งแรก (Endpoint Excursion, EPE)

4.2.2.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า EPE ที่เก็บได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.45



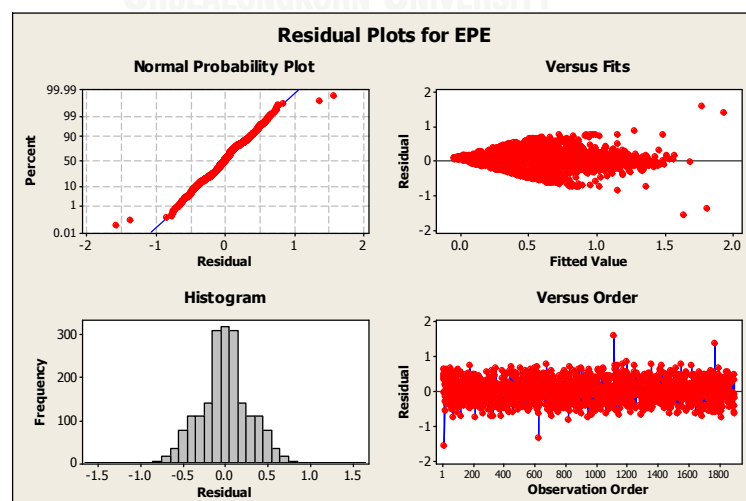
ภาพที่ 4. 45 ค่า EPE เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.45 ข้างต้น พิจารณากราฟเส้นบางแสดงข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนจะเห็นว่า ค่า EPE ของผู้เข้าร่วมการทดลองบางคนมีลักษณะแตกต่างออกไปจากผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ อย่างไรก็ตาม การที่พฤติกรรมแตกต่างออกไปนั้นยังมีลักษณะเป็นกลุ่ม ดังนั้นจึงพิจารณาไม่ตัดข้อมูล EPE ของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆออก

4.2.2.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อตรวจสอบการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



ภาพที่ 4. 46 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด EPE ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากภาพที่ 4.46 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้นแต่ก็ยังมีข้อมูลบางจุดที่ออกนอกเส้นตรงไป เมื่อพิจารณาร่วมกับกราฟ Histogram ที่มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูล EPE มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

4.2.2.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติของชุดข้อมูล EPE-Adj

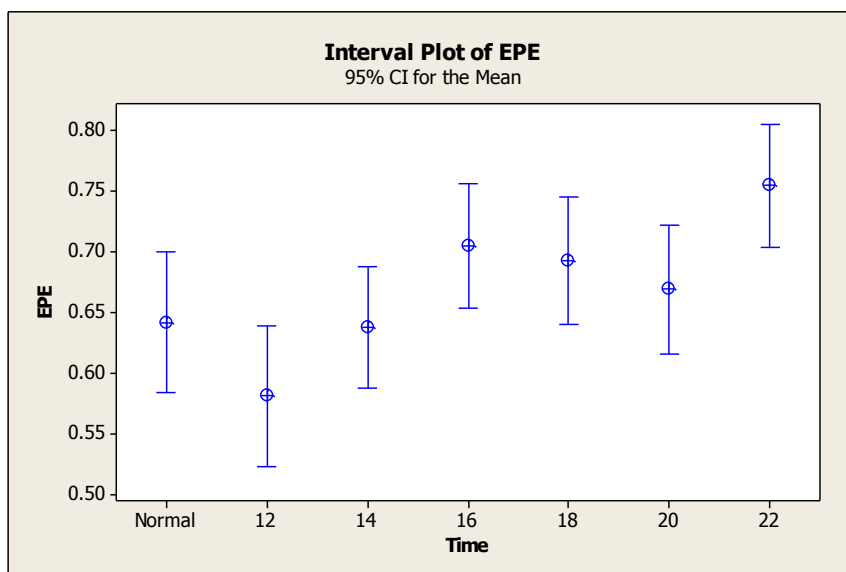
จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธีการทางสถิติ DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ ช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางของเป้าหมาย ผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ EPE แสดงในภาพที่ 4.47

General Linear Model: EPE versus Subject, Time, Direction							
Factor	Type	Levels	Values				
Subject	fixed	17	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17				
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22				
Direction	fixed	8	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8				
Analysis of Variance for EPE, using Adjusted SS for Tests							
Source		DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Subject		16	17.6879	17.6879	1.1055	6.38	0.000
Time		6	5.0635	5.0635	0.8439	4.87	0.000
Direction		7	21.3494	21.3494	3.0499	17.61	0.000
Subject*Time		96	24.3505	24.3505	0.2537	1.46	0.004
Subject*Direction		112	35.0636	35.0636	0.3131	1.81	0.000
Time*Direction		42	6.3542	6.3542	0.1513	0.87	0.701
Subject*Time*Direction		672	113.8543	113.8543	0.1694	0.98	0.621
Error		952	164.9238	164.9238	0.1732		
Total		1903	388.6473				
S = 0.416220 R-Sq = 57.56% R-Sq(adj) = 15.17%							

ภาพที่ 4. 47 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า EPE

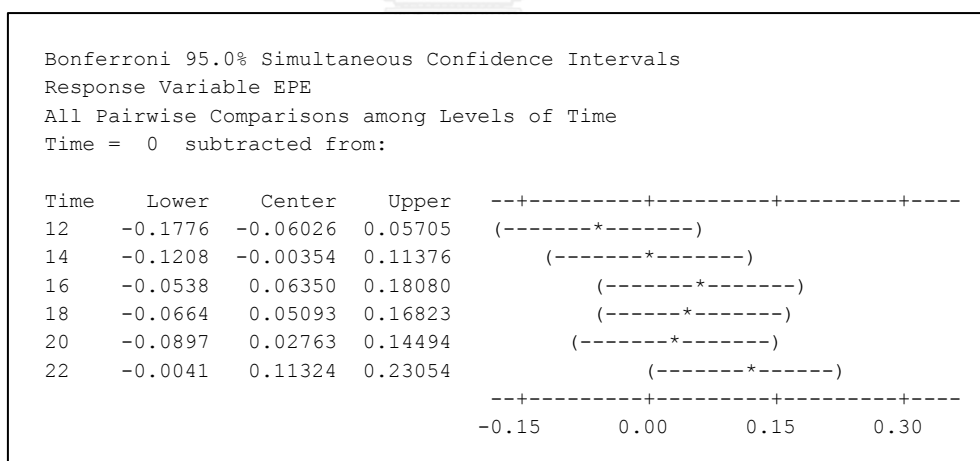
จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางของเป้าหมายมีผลต่อค่า EPE ของผู้เข้าร่วมการทดลองให้มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.000 สำหรับทั้งสองปัจจัย) นอกจากนี้การวิเคราะห์ไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย (p-value = 0.701)

ผลการวิเคราะห์ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



ภาพที่ 4. 48 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด EPE ในการทดสอบแบบ LOS แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.48 ข้างต้น พบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนซึ่งเป็นสิ่งทำงานวิจัยนี้สนใจศึกษามีผลทำให้ค่า EPE ของผู้เข้าร่วมการทดลองมีแนวโน้มสูงขึ้นเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้น โดยการเพิ่มขึ้นของ EPE นี้สามารถสังเกตเห็นได้ที่ระยะเวลาตื่นนอน 22 ชั่วโมง



ภาพที่ 4. 49 Bonferroni Test ของปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย 8 ระดับ (EPE)

Grouping Information Using Bonferroni Method and 95.0% Confidence			
Time	N	Mean	Grouping
22	272	0.8	A
16	272	0.7	A
18	272	0.7	A B
20	272	0.7	A B
0	272	0.6	A B
14	272	0.6	A B
12	272	0.6	B

Means that do not share a letter are significantly different.

ภาพที่ 4. 50 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย 6 ระดับ (EPE)

จากภาพที่ 4.49 เมื่อทำการวิเคราะห์ถึงช่วงความเชื่อมั่นจะพบว่า ค่า EP มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตลอดระดับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน แต่ช่วงเวลาที่ 16 ชั่วโมง ค่า EPE มีค่าเพิ่มสูงขึ้นและกลับลงมาในชั่วโมงที่ 18 และลดลงอีกในชั่วโมงที่ 20 จากนั้นจึงเพิ่มขึ้นในชั่วโมงที่ 22 เมื่อทำการวิเคราะห์ร่วมกับ Pairwise Comparison เพื่อจัดกลุ่มค่า EPE ดังภาพที่ 4.50 พบว่าชั่วโมงที่ 22 มีค่า EPE สูงที่สุด และชั่วโมงที่ 16 มีค่าสูงรองลงมา เมื่อทำการตรวจสอบข้อมูลช่วงเวลาที่ 16 ชั่วโมงอีกครั้ง ไม่พบว่ามีคามผิดปกติของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆ ดังนั้นแล้ว การเพิ่มขึ้นของค่า EPE ในช่วงเวลาที่ 16 ชั่วโมง จึงอาจเป็นพฤติกรรมของค่า EPE เมื่ออดนอนเป็นเวลานาน

อย่างไรก็ดี การวิเคราะห์ Pairwise Comparisons ของผลค่า EPE ในภาพรวมเพียงอย่างเดียวอาจให้ผลที่คาดเคลื่อนได้เนื่องจากผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนมีค่า EPE ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจึงได้ทำการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons โดยทำการแยกวิเคราะห์เป็นรายบุคคลเพิ่มเติมเพื่อศึกษาลักษณะพฤติกรรมและแนวโน้มของค่า EPE ของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคน การวิเคราะห์เพิ่มเติมนี้ได้ศึกษาเฉพาะในทิศทางทดสอบที่ 1 (ด้านหน้า) ซึ่งคาดว่าจะสามารถสังเกตผลกระทบจากระยะเวลาการอดนอนได้ชัดเจน ผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.11 (รายละเอียดการวิเคราะห์แสดงได้ดังภาคผนวก ง)

ตารางที่ 4. 11 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า EPE แบบรายบุคคลในทิศทางทดสอบที่ 1 (ด้านหน้า)

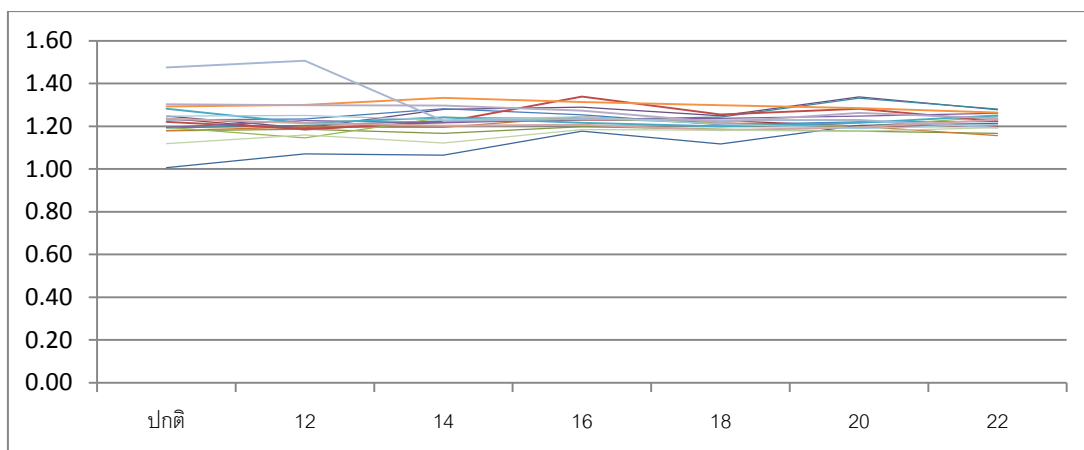
ปกติ	ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ชม.)						แนวโน้มการเปลี่ยนแปลง	จุดที่พบความเปลี่ยนแปลง (ชม.)
	12	14	16	18	20	22		
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-

จากตารางที่ 4.11 ข้างต้นพบว่า ไม่มีผู้เข้าร่วมการทดลองคนใดเลยที่ค่า EPE เปลี่ยนแปลง เนื่องจากผลกระทบของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน โดยผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน มีแนวโน้มของค่า EPE ที่คงที่และมีการเปลี่ยนแปลงที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 ตลอดการทดลอง

4.2.3 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดระยะทางไกลสุดที่สามารถทำได้ (Maximum Excursion, MXE)

4.2.3.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า MXE ที่เก็บได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.51



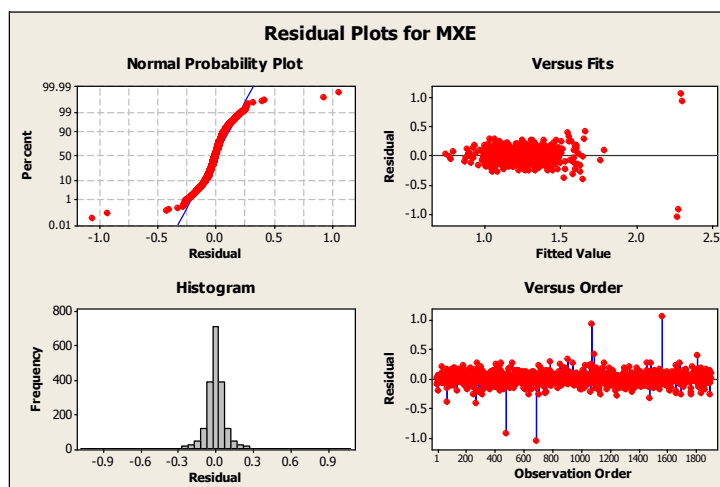
ภาพที่ 4. 51 ค่า MXE เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.51 ข้างต้น พิจารณากราฟเส้นบางแสดงข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนจะเห็นว่า ค่า MXE ของผู้เข้าร่วมการทดลองบางคนมีลักษณะแตกต่างออกไปจากผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ อย่างไรก็ตาม การที่พฤติกรรมแตกต่างออกไปนั้นยังมีลักษณะเป็นกลุ่ม ดังนั้นจึงพิจารณาไม่ตัดข้อมูล MXE ของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆออก

4.2.2.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์เพื่อดูการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



ภาพที่ 4. 52 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด MXE ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากภาพที่ 4.52 กราฟ Normal Probability Plot มีการเรียงตัวค่อนข้างเป็นเส้นตรง หากแต่มีข้อมูลเล็กน้อยที่หลุดออกจากเส้นตรงบ้าง นอกจากนั้นแล้วกราฟ Histogram ก็ยังมีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูล MXE นี้มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

4.2.2.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ MXE

จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธี DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ ช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางของเป้าหมาย ผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ MXE แสดงในภาพที่ 4.53

General Linear Model: MXE versus Subject, Time, Direction							
Factor	Type	Levels	Values				
Subject	fixed	17	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17				
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22				
Direction	fixed	8	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8				
Analysis of Variance for MXE, using Adjusted SS for Tests							
Source		DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Subject		16	3.74518	3.74518	0.23407	15.16	0.000
Time		6	0.11733	0.11733	0.01956	1.27	0.270
Direction		7	2.24772	2.24772	0.32110	20.80	0.000
Subject*Time		96	3.56050	3.56050	0.03709	2.40	0.000
Subject*Direction		112	5.22843	5.22843	0.04668	3.02	0.000
Time*Direction		42	0.68828	0.68828	0.01639	1.06	0.368
Subject*Time*Direction		672	11.08152	11.08152	0.01649	1.07	0.176
Error		952	14.69580	14.69580	0.01544		
Total		1903	41.36477				
S = 0.124245 R-Sq = 64.47% R-Sq(adj) = 28.98%							

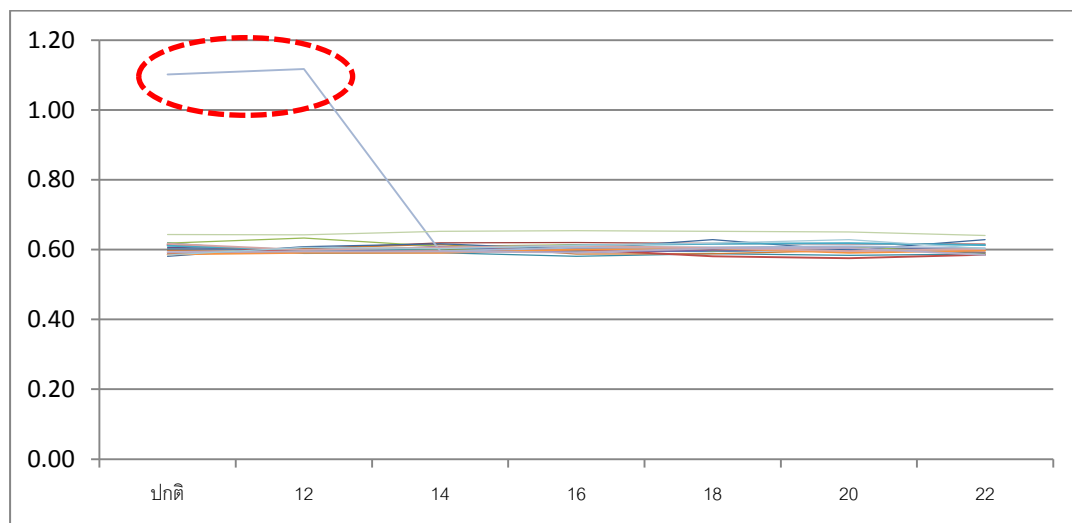
ภาพที่ 4. 53 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า MXE

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนไม่มีนัยสำคัญต่อค่า MXE ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.270) แต่ในส่วนของปัจจัยด้านทิศทางเป้าหมายยังคงมีผลต่อค่า MXE อย่างมีนัยสำคัญ (p-value = 0.000) นอกจากนี้การวิเคราะห์ไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย (p-value = 0.368) ดังนั้นแล้ว จึงพิจารณาไม่ทำการวิเคราะห์ทางสถิติใดๆต่อ

4.2.4 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดความสามารถในการควบคุมทิศทาง (Directional Control, DCL)

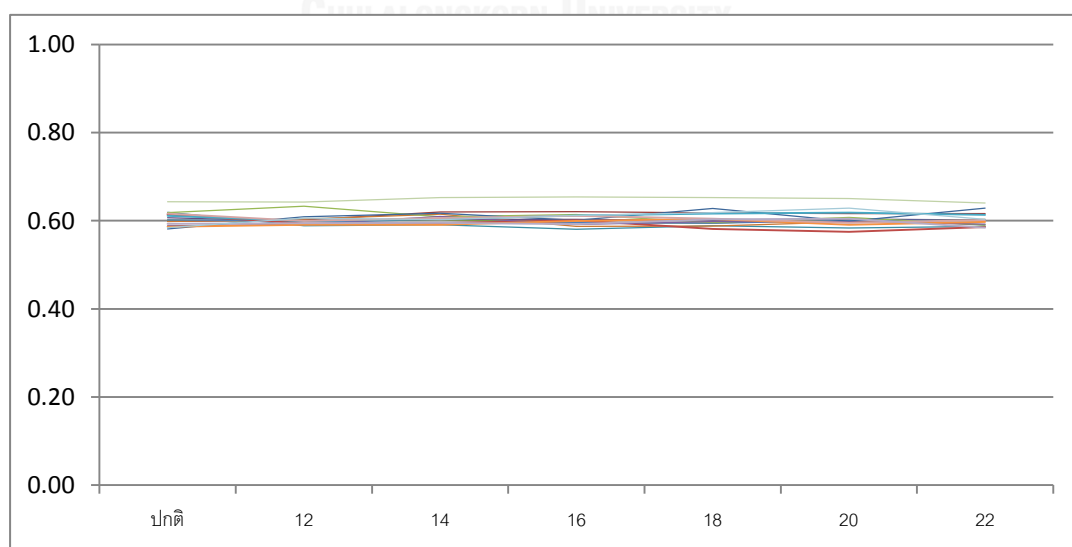
4.2.4.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า DCL ที่เก็บได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.54



ภาพที่ 4. 54 ค่า DCL เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.54 จะเห็นว่าค่า DCL ของผู้เข้าร่วมการทดลองคนหนึ่งมีลักษณะแตกต่างออกไปจากผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ (ผู้เข้าร่วมการทดลองคนที่ 13) ซึ่งอาจทำให้ผลการวิเคราะห์ข้อมูลคลาดเคลื่อนได้ ดังนั้นจึงพิจารณาตัดข้อมูล DCL ของผู้เข้าร่วมการทดลองดังกล่าวออก ซึ่งเมื่อตัดข้อมูลจากผู้เข้าร่วมการทดลองข้างต้นออกแล้ว ค่า DCL เป็นดังภาพที่ 4.55

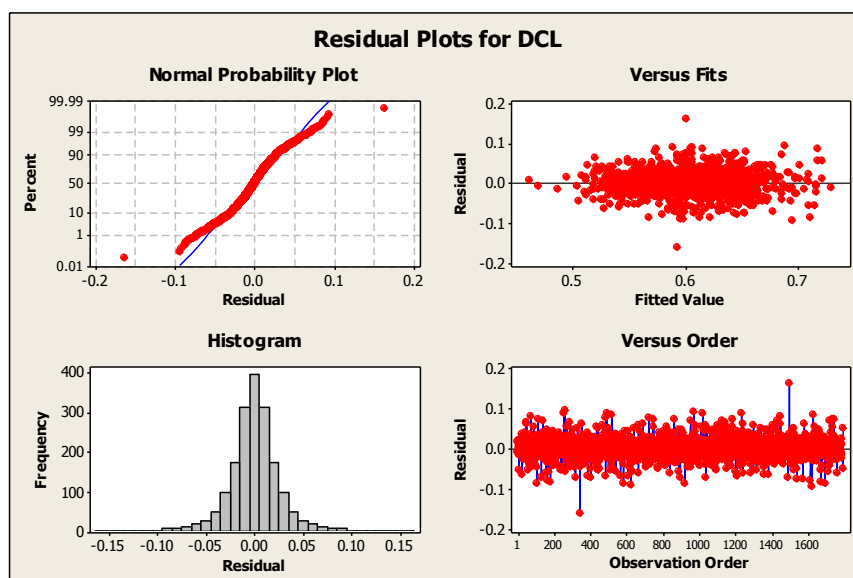


ภาพที่ 4. 55 ค่า DCL เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ตัดข้อมูลแล้ว)

4.2.4.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์ เพื่อการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



ภาพที่ 4. 56 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด DCL ในการทดสอบแบบ LOS จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 16 คน (หลังตัดข้อมูลบางส่วน)

จากการทดสอบข้างต้นพบว่า การแจกแจงของค่า DCL มี Normal Probability Plot มีลักษณะของข้อมูลที่เรียงตัวค่อนข้างเป็นเส้นตรง มี Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำ กราฟ Versus Fits และ Versus Order มีการกระจายตัวแบบอิสระ ถึงแม้ว่าจะมีข้อมูลบางค่าที่ดูเหมือนเป็น outlier แต่ก็เพียงส่วนน้อย ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า DCL มีการกระจายตัวข้อมูลเป็นแบบปกติ ค่า DCL (ที่ตัดข้อมูลแล้ว) จึงสามารถนำไปวิเคราะห์ผลทางสถิติต่อไป

4.2.4.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ DCL

จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธี DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ ช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางของเป้าหมาย ซึ่งผลของการวิเคราะห์เป็นดังภาพที่ 4.57

General Linear Model: DCL-Adj versus Subject, Time, Direction							
Factor	Type	Levels	Values				
Subject	fixed	16	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 14, 15, 16, 17				
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22				
Direction	fixed	8	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8				
Analysis of Variance for DCL-Adj, using Adjusted SS for Tests							
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P	
Subject	15	0.1238635	0.1238635	0.0082576	15.58	0.000	
Time	6	0.0014428	0.0014428	0.0002405	0.45	0.843	
Direction	7	0.3359973	0.3359973	0.0479996	90.58	0.000	
Subject*Time	90	0.0572949	0.0572949	0.0006366	1.20	0.107	
Subject*Direction	105	0.0960837	0.0960837	0.0009151	1.73	0.000	
Time*Direction	42	0.0173889	0.0173889	0.0004140	0.78	0.840	
Subject*Time*Direction	630	0.2492465	0.2492465	0.0003956	0.75	1.000	
Error	896	0.4747786	0.4747786	0.0005299			
Total	1791	1.3560962					
S = 0.0230193 R-Sq = 64.99% R-Sq(adj) = 30.02%							

ภาพที่ 4. 57 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า DCL

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนไม่มีนัยสำคัญต่อค่า DCL ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.843) แต่ในส่วนของปัจจัยด้านทิศทางเป้าหมายยังคงมีผลต่อค่า DCL อย่างมีนัยสำคัญ (p-value = 0.000) นอกจากนี้การวิเคราะห์ไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านทิศทางของเป้าหมาย (p-value = 0.840) ดังนั้นแล้ว จึงพิจารณาไม่ทำการวิเคราะห์ทางสถิติใดๆต่อ

4.2.5 การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนสำหรับการวิธีการทดสอบแบบ LOS

เนื่องด้วยงานวิจัยชิ้นนี้มุ่งที่จะศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดในการทดสอบความสามารถในการทรงตัวกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (จำนวนเวลาที่ไม่ได้นอน) ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาความสัมพันธ์โดยสร้างสมการที่จะสามารถใช้ในการพยากรณ์ค่าระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนโดยใช้วิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงซ้อนแบบ Stepwise Regression

สำหรับการทดสอบแบบ LOS สามารถกำหนดตัวแปรที่เกี่ยวข้องต่างๆได้ดังต่อไปนี้

ตัวแปรตาม คือ ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเป็นชั่วโมง (Time)

ตัวแปรอิสระ คือ ความเร็วเฉลี่ยในการเคลื่อนที่ (MVL), ระยะทางในการเคลื่อนที่ครั้งแรก (EPE), ระยะทางไกลสุดที่สามารถทำได้ (MXE), ความสามารถในการควบคุมทิศทาง (DCL) และ จุดเป้าหมาย (Target)

การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนโดยวิธี Stepwise Regression โดยใช้การวิเคราะห์แบบ Backward Elimination จะให้ผลค่าสัมประสิทธิ์การถดถอยเชิงซ้อนของแต่ละตัวแปรต้นที่เกี่ยวข้อง และทำการตัดตัวแปรต้นบางตัวที่ไม่ส่งผลต่อการพยากรณ์ค่าตัวแปรต้นออก ทั้งนี้เพื่อให้ได้สมการพยากรณ์ที่ถูกต้องและมีค่า R-Square สูงที่สุด หรือก็คือพยากรณ์ค่าตัวแปรต้นได้แม่นยำที่สุด สำหรับการทดสอบแบบ LOS นี้ ผล Stepwise Regression แสดงได้ตามภาพที่ 4.58

Stepwise Regression: Time versus Target, MVL, EPE, MXE, DCL			
Backward elimination. Alpha-to-Remove: 0.1			
Response is Time on 5 predictors, with N = 1632			
Step	1	2	3
Constant	17.49	17.57	17.44
Target	-0.029	-0.029	
T-Value	-0.79	-0.78	
P-Value	0.428	0.433	
MVL	0.31	0.31	0.31
T-Value	2.76	2.81	2.77
P-Value	0.006	0.005	0.006
EPE	0.79	0.79	0.78
T-Value	3.99	4.12	4.07
P-Value	0.000	0.000	0.000
MXE	0.10		
T-Value	0.13		
P-Value	0.896		
DCL	-2.94	-2.90	-2.85
T-Value	-3.20	-3.37	-3.32
P-Value	0.001	0.001	0.001
S	3.38	3.38	3.38
R-Sq	2.37	2.37	2.33
R-Sq(adj)	2.07	2.13	2.15
Mallows Cp	6.0	4.0	2.6

ภาพที่ 4. 58 ผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression สำหรับวิธีการทดสอบความสามารถทางตัวแบบ LOS

จากผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression ข้างต้นพบว่า ตัวแปรที่เกี่ยวข้อง 2 ตัว ได้แก่ Target และ MXE ได้ถูกตัดออกจากการวิเคราะห์สมการพยากรณ์ ดังนั้นสมการพยากรณ์ของการทดสอบความสามารถในการทรงตัวแบบ LOS คือ

$$\text{Time} = 17.44 + 0.31\text{MVL} + 0.78\text{EPE} - 2.85\text{DCL} \quad \dots\dots\dots (4.5)$$

จากภาพที่ 4.58 ค่า R-Square (Adj) ของสมการพยากรณ์นี้คือ 2.15 ซึ่งแปลความหมายได้ว่า สมการที่ 4.5 นี้ใช้พยากรณ์ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมยังคงตื่นนอนอยู่ได้ไม่ถูกต้องมากนัก ดังนั้นแล้ว จึงทำการวิเคราะห์เพิ่มเติมโดยแยกวิเคราะห์ระหว่างเป้าหมายทั้ง 8 ทิศทาง ผลจากการวิเคราะห์สามารถสร้างเป็นสมการพยากรณ์ได้ดังตารางที่ 4.12

ตารางที่ 4. 12 สมการพยากรณ์ของวิธีการทดสอบแบบ LOS แบ่งตามปัจจัยด้านทิศทางเป้าหมาย

เป้าหมาย	สมการพยากรณ์	R-Square (Adj)	สมการที่
1	N/A	-	-
2	Time = 21.58 + 0.67MVL + 1.31EPE -5.9MXE	4.93	4.6
3	Time = 16.04 + 1.39EPE	2.57	4.7
4	N/A	-	-
5	Time = 18.52 + 1.13EPE - 4DCL	2.42	4.8
6	Time = 15.04 + 4.2MXE - 5.2DCL	1.43	4.9
7	N/A	-	-
8	Time = 14.90 + 0.51MVL + 0.97EPE	2.48	4.10

เพราะฉะนั้นแล้ว การทดสอบแบบ LOS เพื่อการพยากรณ์ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลอง ยังคงอดนอนสามารถทำได้โดยทดสอบค่า MVL, EPE และ MXE ในทิศทางเป้าหมายที่ 2 (หน้าขวา) โดยใช้สมการที่ 4.6 จะพยากรณ์ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนได้ดีที่สุด อย่างไรก็ตาม ค่า R-Square (Adj) ของการทดสอบในสภาวะดังกล่าวก็ยังมีค่าน้อยมากเพียง 4.7 เท่านั้น

4.3 วิธีการประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance)

วิธีการทดสอบประเมินสมรรถนะแบบฟิตส์ (Fitts' Performance) เป็นการทดสอบความสามารถการทรงตัวเพื่อประเมินความสามารถในการควบคุมร่างกายเพื่อทำงานตามเป้าหมาย โดยผู้เข้าร่วมการทดลองจะถูกกำหนดเงื่อนไขให้ควบคุมร่างกายเพื่อเคลื่อนจุด COP เข้าหาเป้าหมายที่กำหนด ทั้งนี้เป้าหมายจะมีระดับดัชนีความยาก (Index of Difficulty) ที่แตกต่างกันเพื่อศึกษาสมรรถนะการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลอง ซึ่งค่าสมรรถนะที่ได้จากการทดลองนี้จะนำมาศึกษา ร่วมกับปัจจัยที่อาจมีผลต่อความสามารถในการทรงตัวก็คือ ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนของผู้เข้าร่วมการทดลองและทิศทางการเคลื่อนที่เข้าหาเป้าหมาย โดยมีตัวชี้วัด 2 ตัว คือ ดัชนีสมรรถนะ (Index of Performance : IP) และจุดตัดแกน Y (Y-Intercept)

สมมติฐานสำหรับการทดลองสามารถระบุได้ตามปัจจัยที่เกี่ยวข้องดังต่อไปนี้

ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

H_0 : ดัชนีสมรรถนะในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไปไม่แตกต่างกัน

H_1 : ดัชนีสมรรถนะในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านเวลาที่ยังคงตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกันอย่างน้อย 2 ระดับ

ปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่เข้าหาเป้าหมาย

H_0 : ดัชนีสมรรถนะในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่เข้าหาเป้าหมายเปลี่ยนแปลงไปไม่แตกต่างกัน

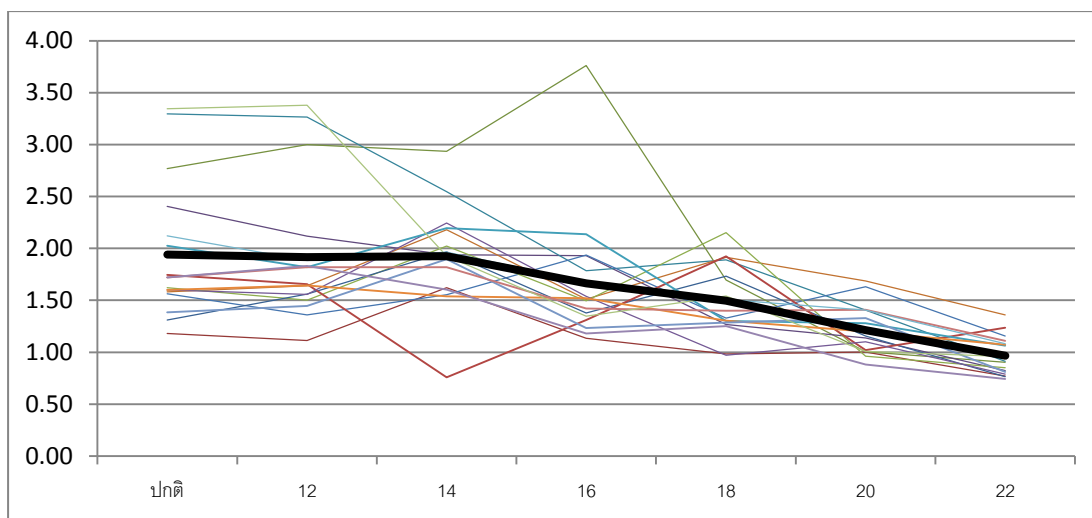
H_1 : ดัชนีสมรรถนะในการทรงตัวของผู้เข้าร่วมการทดลองเมื่อปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่เข้าหาเป้าหมายเปลี่ยนแปลงไปแตกต่างกัน

จากปัจจัยข้างต้น ผลการทดลองที่ได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองได้ถูกนำไปวิเคราะห์ด้วยวิธีการ General Full Factorial Design ในโปรแกรม Minitab

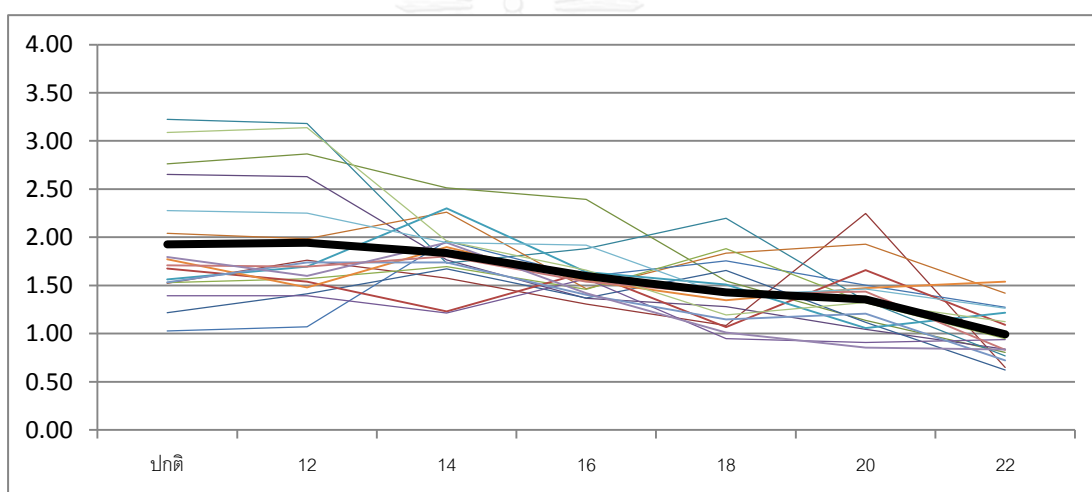
4.3.1 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดดัชนีสมรรถนะ (Index of Performance : IP)

4.3.1.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า IP ที่ได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.59 (เคลื่อนที่หน้า-หลัง) และภาพที่ 4.59 (เคลื่อนที่ซ้าย-ขวา)



ภาพที่ 4. 59 ค่า IP เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่หน้า-หลัง



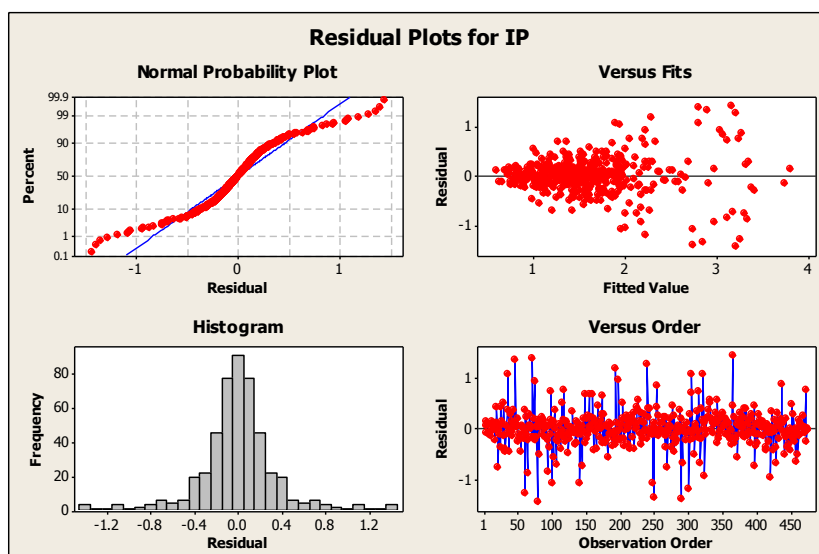
ภาพที่ 4. 60 ค่า IP เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่ซ้าย-ขวา

ภาพที่ 4.59 และ 4.60 ข้างต้นแสดงกราฟเส้นข้อมูลค่า IP ของผู้เข้าร่วมการทดลอง พบว่า ข้อมูลโดยรวมของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน มีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน และไม่มีผู้เข้าร่วมการทดลองคนใดที่มีค่าแตกต่างจากกลุ่มผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนมาก ดังนั้นจึงพิจารณาไม่ตัดข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆออกจากการวิเคราะห์สถิติในลำดับถัดไป

4.3.1.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์ เพื่อดูการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



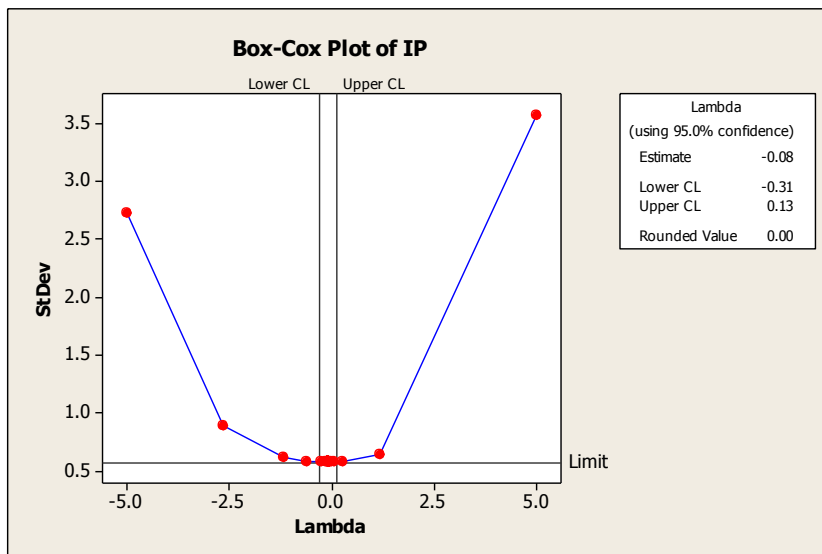
ภาพที่ 4. 61 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด IP ในการทดสอบ Fitts' Performance จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากการทดสอบข้างต้นพบว่า การแจกแจงของค่า IP มีการแจกแจงที่ยังไม่เป็นปกติ Normal Probability Plot มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นไปตามแนวเส้นตรง แม้ว่า Histogram ของข้อมูลมีลักษณะเป็นระฆังคว่ำ แต่ข้อมูลส่วนหนึ่งของ Versus Fits ที่มีลักษณะเป็นปากแตร การกระจายตัวไม่สม่ำเสมอ และ Versus Order ก็มีการกระจายของข้อมูลจำนวนหนึ่งที่มีค่า Residual มากกว่า 0.5 ซึ่งลักษณะดังนี้สรุปได้ว่า ข้อมูล IP มีการกระจายตัวที่ไม่เป็นปกติ

ในส่วน of ข้อมูลบางส่วนที่มีลักษณะเป็น Outlier จากการตรวจสอบ Outlier ดังกล่าวไม่พบว่ามีมาจากความผิดปกติในการทดลอง เช่น ความผิดพลาดของโปรแกรม หรือปัญหาสุขภาพของผู้เข้าร่วมการทดลองดังที่ได้มีการตรวจสอบเบื้องต้นกับผู้เข้าร่วมการทดลองว่าผู้เข้าร่วมการทดลองทุกคนไม่ได้มีความผิดปกติของร่างกายและไม่เคยได้รับบาดเจ็บในอวัยวะใดซึ่งอาจมีผลต่อการทรงตัว ดังนั้นจึงไม่พิจารณาตัดกลุ่ม Outlier นี้ออกจากการทดลอง

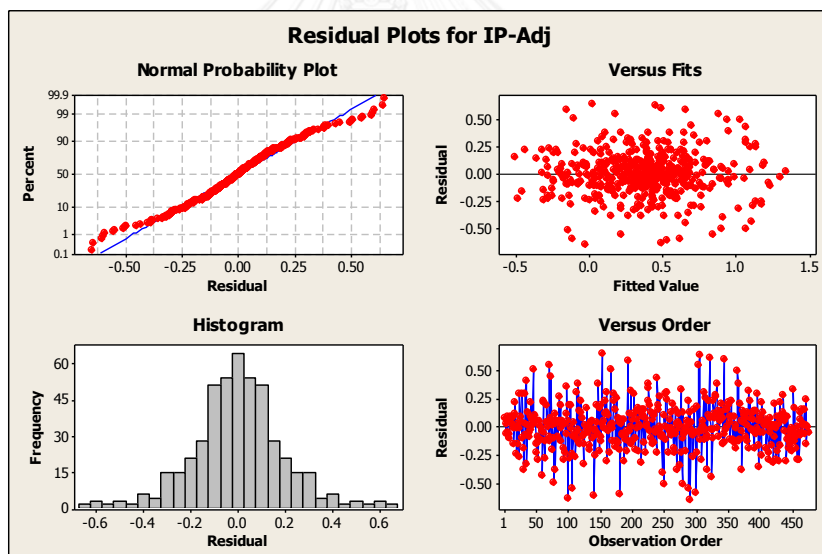
ข้อมูลที่จะนำมาวิเคราะห์จึงถูกทำการเปลี่ยนแปลงให้มีการแจกแจงเป็นปกติก่อนนำมาวิเคราะห์โดยใช้วิธีแบบ Box และ Cox (1964) ซึ่งจะทำให้การเปลี่ยนข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลยกกำลัง λ หรือ Y^λ ซึ่งงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม Minitab เพื่อทำการวิเคราะห์หาค่า λ ที่เหมาะสมกับชุดข้อมูลนี้

จากการวิเคราะห์โดยโปรแกรม Minitab พบว่าค่า λ ที่ได้ คือ 0.00 ดังแสดงในภาพที่ 4.62



ภาพที่ 4. 62 ค่า λ จากการเปลี่ยนแปลงข้อมูล IP

ดังนั้น ข้อมูลที่จะถูกนำไปวิเคราะห์คือ IP-Adj = ln(IP)



ภาพที่ 4. 63 Residual Plot ของชุดข้อมูล IP-Adj (หลังทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูล)

จากภาพที่ 4.63 กราฟ Normal Probability Plot หลังจากการเปลี่ยนแปลงข้อมูลมีลักษณะที่เรียงเป็นเส้นตรงมากขึ้น กราฟ Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำตามแบบการแจกแจงปกติ รวมถึง Versus Fits และ Versus Order ที่มีการกระจายตัวแบบอิสระ จึงสรุปได้ว่าข้อมูลชุดใหม่ที่ได้ถูกเปลี่ยนแปลงให้อยู่ในรูปฟังก์ชัน IP-Adj = ln(IP) มีการกระจายตัวที่เป็นปกติ

4.3.1.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ IP เป็นตัวชี้วัด

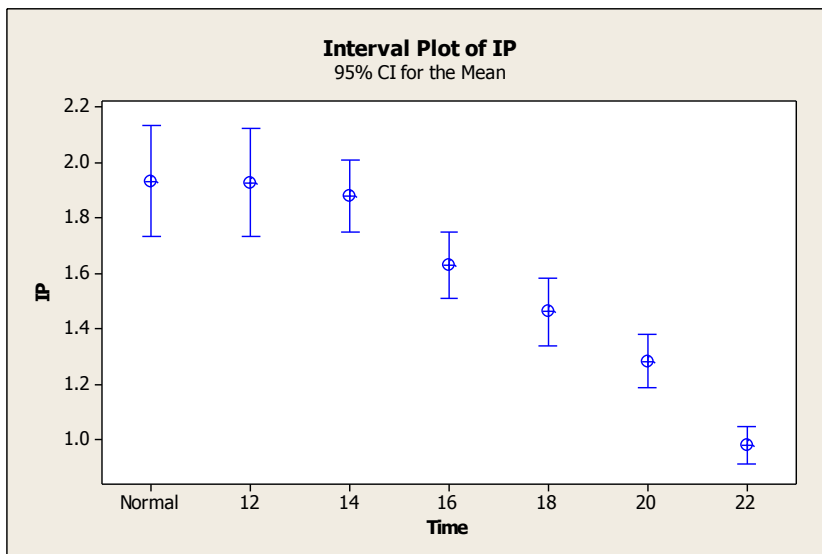
จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธี DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ ช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางการเคลื่อนที่หาเป้าหมาย โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า IP ก่อนการเปลี่ยนแปลงข้อมูล ค่า IP-Adj (ln (IP)) จะมีค่าไปในทิศทางเดียวกันกับค่า IP ก็คือ เมื่อ IP มีค่าสูงขึ้น ค่า IP-Adj ก็จะสูงขึ้นเช่นเดียวกัน ซึ่งผลการวิเคราะห์ทางสถิติของ IP-Adj แสดงในภาพที่ 4.64

General Linear Model: IP-Adj versus Subject, Time, Direction								
Factor	Type	Levels	Values					
Subject	fixed	17	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17					
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22					
Direction	fixed	2	Frontal, Lateral					
Analysis of Variance for IP-Adj, using Adjusted SS for Tests								
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P		
Subject	16	9.49985	9.49985	0.59374	7.47	0.000		
Time	6	24.10432	24.10432	4.01739	50.54	0.000		
Direction	1	0.00118	0.00118	0.00118	0.01	0.903		
Subject*Time	96	15.49678	15.49678	0.16142	2.03	0.000		
Subject*Direction	16	0.88296	0.88296	0.05519	0.69	0.799		
Time*Direction	6	0.20979	0.20979	0.03497	0.44	0.852		
Subject*Time*Direction	96	3.49789	3.49789	0.03644	0.46	1.000		
Error	238	18.91891	18.91891	0.07949				
Total	475	72.61169						
S = 0.281942 R-Sq = 73.95% R-Sq(adj) = 48.00%								

ภาพที่ 4. 64 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า IP

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนมีนัยสำคัญต่อค่า IP ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.000) แต่ในส่วนของปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่หาเป้าหมายไม่มีผลต่อค่า IP อย่างมีนัยสำคัญ (p-value = 0.903) นอกจากนี้การวิเคราะห์ไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่ (p-value = 0.852)

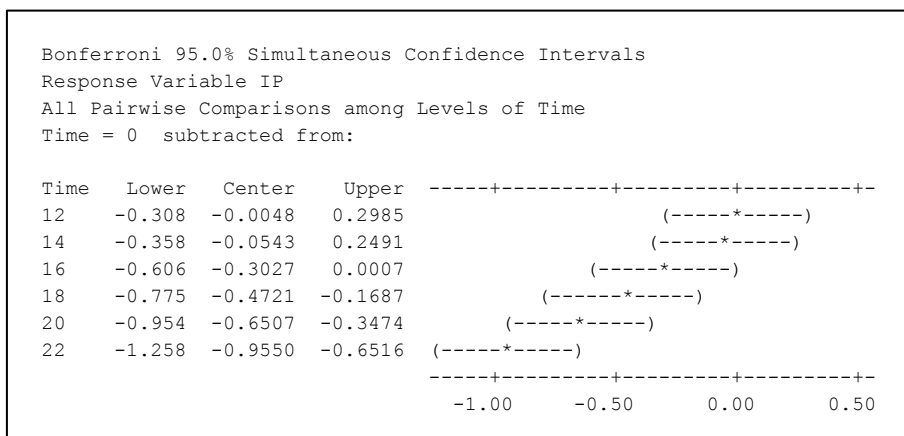
ผลการวิเคราะห์ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



ภาพที่ 4. 65 Interval Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด IP-Adj ในการทดสอบแบบ Fitts' Performance แสดงผลจากปัจจัยด้านช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

จากภาพที่ 4.65 ข้างต้น พบว่า ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนซึ่งเป็นสิ่งที่งานวิจัยนี้สนใจศึกษามีผลทำให้ค่า IP ของผู้เข้าร่วมการทดลองมีค่าลดลงเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มสูงขึ้น โดยการลดลงของ IP นี้สามารถสังเกตเห็นได้ตั้งแต่ระยะเวลาตื่นนอนที่ประมาณ 16 ชั่วโมง และลดลงอย่างต่อเนื่องจนกระทั่ง 22 ชั่วโมง

เมื่อวิเคราะห์เพิ่มเติมโดยวิธี Bonferroni Test เพื่อศึกษาพฤติกรรมในแต่ละระดับปัจจัยโดยสังเกตจากการซ้อนทับกันของคู่ความเชื่อมั่นและการจัดกลุ่ม (Grouping Information) งานวิจัยนี้ได้เปรียบเทียบการตามชนิดปัจจัย ได้แก่ สภาวะการล้มตาหรือหลับตาและระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน



ภาพที่ 4. 66 Bonferroni Test ของระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (IP)

Grouping Information Using Bonferroni Method and 95.0% Confidence			
Time	N	Mean	Grouping
0	68	1.9	A
12	68	1.9	A
14	68	1.9	A
16	68	1.6	A B
18	68	1.5	B C
20	68	1.3	C
22	68	1.0	D

Means that do not share a letter are significantly different.

ภาพที่ 4. 67 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (IP)

จากภาพที่ 4.66 เมื่อทำการวิเคราะห์ถึงช่วงความเชื่อมั่นจะพบว่า ค่า IP มีแนวโน้มลดลงตลอดระดับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน โดยพบว่าความเปลี่ยนแปลงจะเริ่มสังเกตเห็นได้ตั้งแต่ชั่วโมงการตื่นนอนที่ 16 เป็นต้นไป เมื่อทำการวิเคราะห์ร่วมกับ Pairwise Comparison เพื่อจัดกลุ่มค่า IP ดังภาพที่ 4.67 พบว่าชั่วโมงที่ 18 มีค่า IP ที่แตกต่างจากค่า IP ในชั่วโมงก่อนหน้าที่ระดับนัยสำคัญที่ 0.05 จากการจัดกลุ่มโดยที่ชั่วโมงที่ 18 ได้ถูกจัดให้อยู่ใน Group BC หลังจากนั้นค่า IP มีค่าลดลงอย่างต่อเนื่องเมื่อไม่ได้นอนติดต่อกันนานขึ้นเรื่อยๆจนถึง 18 ชั่วโมง

อย่างไรก็ดี การวิเคราะห์ Pairwise Comparisons ของผลค่า IP ในภาพรวมเพียงอย่างเดียวอาจให้ผลที่คาดเคลื่อนได้เนื่องจากผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนมีค่า IP ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจึงได้ทำการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons โดยทำการแยกวิเคราะห์เป็นรายบุคคลเพิ่มเติมเพื่อศึกษาลักษณะพฤติกรรมและแนวโน้มของค่า IP ของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคน การวิเคราะห์เพิ่มเติมนี้ได้ศึกษาเฉพาะในทิศทาง การเคลื่อนที่แบบหน้า-หลัง ซึ่งคาดว่าจะสามารถสังเกตผลกระทบจากระยะเวลาการอดนอนได้ชัดเจน ผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.13 (รายละเอียดการวิเคราะห์แสดงได้ดังภาคผนวก ง)

ตารางที่ 4. 13 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า IP แบบรายบุคคลในทิศทาง การเคลื่อนที่แบบหน้า-หลัง

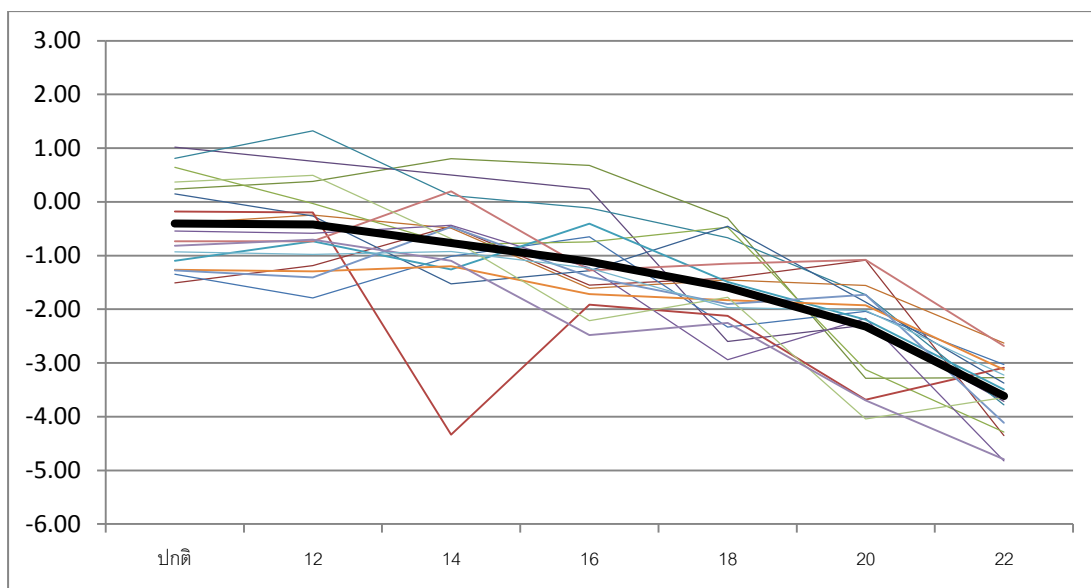
ผู้เข้าร่วม การทดลอง	ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ชม.)							แนวโน้มการ เปลี่ยนแปลง	จุดที่พบความ เปลี่ยนแปลง (ชม.)
	ปกติ	12	14	16	18	20	22		
1	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
2	AB	AB	AB	A	AB	AB	B	ลดลง	22
3	A	AB	BC	CD	CDE	DE	E	ลดลง	14
4	A	A	AB	AB	AB	AB	B	ลดลง	22
5	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
6	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
7	AB	AB	AB	AB	A	AB	B	ลดลง	22
8	AB	AB	A	AB	AB	AB	B	ลดลง	22
9	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
10	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
11	AB	AB	A	AB	AB	B	B	ลดลง	20
12	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
13	AB	AB	A	AB	BC	BC	C	ลดลง	18
14	A	A	A	AB	AB	AB	B	ลดลง	22
15	A	A	B	B	B	B	B	ลดลง	14
16	A	A	A	AB	AB	B	B	ลดลง	20
17	A	A	AB	AB	BC	BC	C	ลดลง	18

จากตารางที่ 4.13 ข้างต้นพบว่า มีผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 11 คน (65%) ที่ค่า IP มีแนวโน้มลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 โดยลดลงที่ระยะเวลา 14 ชั่วโมง 2 คน, 18 ชั่วโมง 2 คน, 20 ชั่วโมง 2 คน และ 22 ชั่วโมง 5 คน ซึ่งผลการวิเคราะห์นี้แสดงให้เห็นว่าค่า IP ของผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ได้รับผลกระทบจากระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน อย่างไรก็ตาม ผู้เข้าร่วมทดลองอีก 6 คน ไม่ได้มีแนวโน้มของค่า IP ที่เปลี่ยนแปลงไปตามระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนแต่กลับมีแนวโน้มที่คงที่

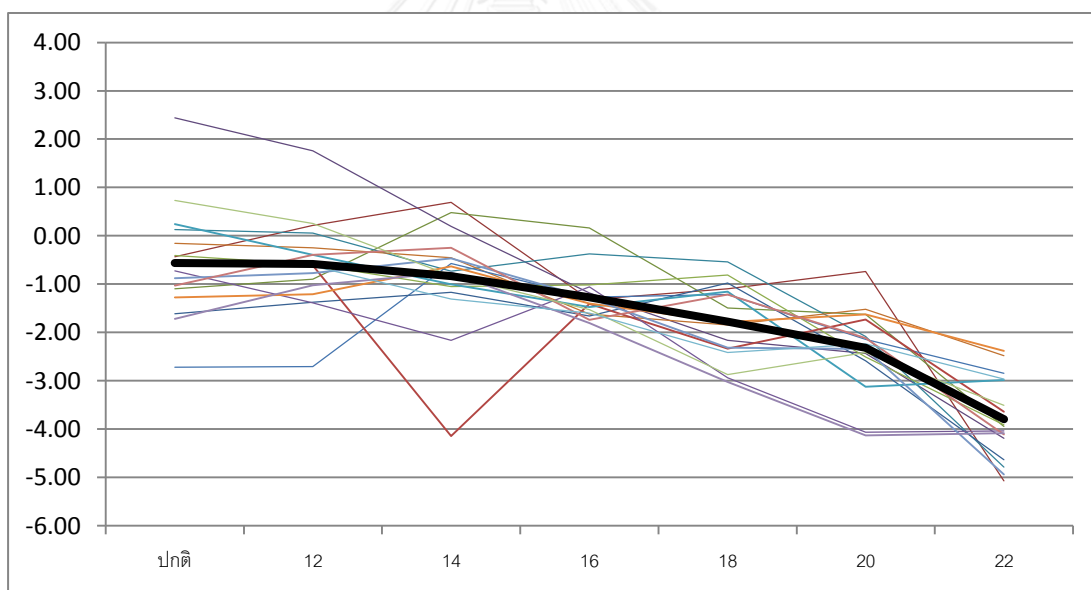
4.3.2 ผลการทดสอบของตัวชี้วัดจุดตัดแกน Y (Y-intercept)

4.3.2.1 ผลการทดสอบทั้งหมดจากผู้เข้าร่วมการทดลอง

จากการทดสอบ ค่า Y-intercept ที่ได้จากผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน เป็นดังภาพที่ 4.68 (เคลื่อนที่หน้า-หลัง) และภาพที่ 4.69 (เคลื่อนที่ซ้าย-ขวา)



ภาพที่ 4. 68 ค่า Y-intercept เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่หน้า-หลัง



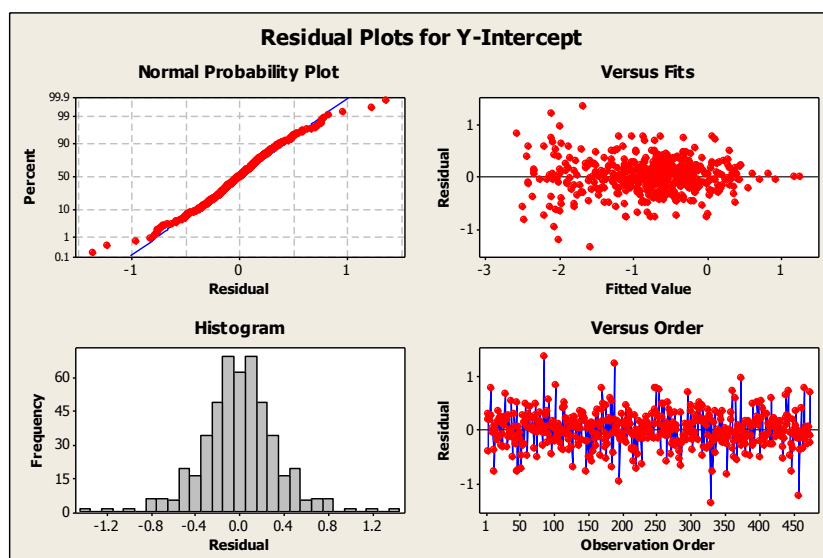
ภาพที่ 4. 69 ค่า Y-intercept เปรียบเทียบกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน ทดสอบโดยเคลื่อนที่ซ้าย-ขวา

ภาพที่ 4.68 และ 4.69 ข้างต้นแสดงกราฟเส้นข้อมูลค่า Y-Intercept ของผู้เข้าร่วมการทดลอง พบว่าข้อมูลโดยรวมของผู้เข้าร่วมการทดลองทั้ง 17 คน มีแนวโน้มไปในทางเดียวกัน และไม่มีผู้เข้าร่วมการทดลองคนใดที่มีค่าแตกต่างจากกลุ่มผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนมาก ดังนั้นจึงพิจารณาไม่ตัดข้อมูลของผู้เข้าร่วมการทดลองใดๆออกจากการวิเคราะห์สถิติในลำดับถัดไป

4.3.2.2 การทดสอบการแจกแจงปกติของข้อมูล

หลังจากทำการตัดผลการทดลองบางส่วนออกไป ผลการทดลองที่เหลือได้ถูกนำมาวิเคราะห์ เพื่อการแจกแจงปกติของชุดข้อมูลโดยใช้การวิเคราะห์ผ่านโปรแกรม Minitab ในฟังก์ชัน Residual Plot และ ตรวจสอบกับ Versus Fits & Order

การแจกแจงปกติของข้อมูล



ภาพที่ 4. 70 Residual Plot ของชุดข้อมูลตัวชี้วัด Y-intercept ในการทดสอบ Fitts' Performance จากผู้เข้าร่วมการทดลอง 17 คน

จากการทดสอบข้างต้นพบว่า การแจกแจงของค่า Y-Intercept มี Normal Probability Plot ที่มีลักษณะของข้อมูลที่เรียงตัวเป็นเส้นตรง มี Histogram มีลักษณะเป็นระฆังคว่ำ กราฟ Versus Fits และ Versus Order มีการกระจายตัวแบบอิสระ ถึงแม้ว่าจะมีข้อมูลบางค่าที่ดูเหมือนเป็น outlier แต่ก็เพียงเล็กน้อย ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า Y-Intercept มีการกระจายตัวข้อมูลเป็นแบบปกติ ค่า Y-Intercept (ที่ตัดข้อมูลแล้ว) จึงสามารถนำไปวิเคราะห์ผลทางสถิติต่อไป

4.3.2.3 การวิเคราะห์ผลทางสถิติภาพรวมโดยใช้ Y-intercept เป็นตัวชี้วัด

จากการตรวจสอบการแจกแจงข้อมูล และทำการเปลี่ยนแปลงข้อมูลเป็นการกระจายตัวแบบปกติแล้วจึงทำการวิเคราะห์ผลทางสถิติโดยใช้วิธี DOE - General Full Factorial เพื่อศึกษาผลของปัจจัยที่อาจมีผลต่อตัวชี้วัด ได้แก่ ช่วงระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและทิศทางการเคลื่อนที่หาเป้าหมาย ซึ่งผลของการวิเคราะห์เป็นดังภาพที่ 4.71

General Linear Model: Y-Intercept versus Subject, Time, Direction							
Factor	Type	Levels	Values				
Subject	fixed	17	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17				
Time	fixed	7	Normal, 12, 14, 16, 18, 20, 22				
Direction	fixed	2	Frontal, Lateral				
Analysis of Variance for Y-Intercept, using Adjusted SS for Tests							
Source		DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Subject		16	20.5932	20.5932	1.2871	5.91	0.000
Time		6	138.9582	138.9582	23.1597	106.39	0.000
Direction		1	0.4860	0.4860	0.4860	2.23	0.136
Subject*Time		96	49.4137	49.4137	0.5147	2.36	0.000
Subject*Direction		16	3.5616	3.5616	0.2226	1.02	0.433
Time*Direction		6	0.1300	0.1300	0.0217	0.10	0.996
Subject*Time*Direction		96	13.0730	13.0730	0.1362	0.63	0.996
Error		238	51.8117	51.8117	0.2177		
Total		475	278.0275				
S = 0.466579 R-Sq = 81.36% R-Sq(adj) = 62.81%							

ภาพที่ 4. 71 ผลการวิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อค่า Y-intercept

จากผลการวิเคราะห์ข้างต้นพบว่าปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนมีนัยสำคัญต่อค่า Y-intercept ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.000) แต่ในส่วนของปัจจัยด้านทิศทางเป้าหมายไม่มีผลต่อค่า IP ให้มีค่าแตกต่างกันที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 (p-value = 0.136) นอกจากนี้การวิเคราะห์ไม่พบอันตรกิริยาระหว่างปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่ (p-value = 0.996)

ผลการวิเคราะห์ปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

Grouping Information Using Bonferroni Method and 95.0% Confidence			
Time	N	Mean	Grouping
0	68	-0.2	A
12	68	-0.3	A
14	68	-0.4	A B
16	68	-0.6	B C
18	68	-0.8	C
20	68	-1.2	D
22	68	-1.9	E

Means that do not share a letter are significantly different.

ภาพที่ 4. 74 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับการวิเคราะห์ความเชื่อมั่นของปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 6 ระดับ (Y-Intercept)

จากภาพที่ 4.73 เมื่อทำการวิเคราะห์ถึงช่วงความเชื่อมั่นจะพบว่า ค่า Y-Intercept มีแนวโน้มลดลงตลอดระดับปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน โดยพบว่าความเปลี่ยนแปลงจะเริ่มสังเกตเห็นได้ตั้งแต่ชั่วโมงการตื่นนอนที่ 16 เป็นต้นไป เมื่อทำการวิเคราะห์ร่วมกับ Pairwise Comparison เพื่อจัดกลุ่มค่า Y-Intercept ดังภาพที่ 4.74 พบว่าชั่วโมงที่ 16 มีค่า Y-Intercept ที่แตกต่างจากค่าในชั่วโมงก่อนหน้าที่ระดับนัยสำคัญที่ 0.05 จากการจัดกลุ่มโดยที่ชั่วโมงที่ 16 ได้ถูกจัดให้อยู่ใน Group BC หลังจากนั้นค่า Y-Intercept มีค่าลดลงอย่างต่อเนื่องเมื่อไม่ได้นอนติดต่อกันนานขึ้นเรื่อยๆจนถึง 22 ชั่วโมง

อย่างไรก็ดี การวิเคราะห์ Pairwise Comparisons ของผลค่า Y-Intercept ในภาพรวมเพียงอย่างเดียวอาจให้ผลที่คาดเคลื่อนได้เนื่องจากผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนมีค่า Y-Intercept ที่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นจึงได้ทำการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons โดยทำการแยกวิเคราะห์เป็นรายบุคคลเพิ่มเติมเพื่อศึกษาลักษณะพฤติกรรมและแนวโน้มของค่า Y-Intercept ของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคน การวิเคราะห์เพิ่มเติมนี้ได้ศึกษาเฉพาะในสภาวะปัจจัยแบบหลับตาซึ่งสามารถสังเกตผลกระทบจากระยะเวลาการอดนอนได้ชัดเจนกว่า ผลการวิเคราะห์สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.14 (รายละเอียดการวิเคราะห์แสดงได้ดังภาคผนวก ง)

ตารางที่ 4. 14 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons สำหรับค่า Y-Intercept แบบรายบุคคลในทิศทางที่เคลื่อนที่แบบหน้า-หลัง

ผู้เข้าร่วม การทดลอง	ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ชม.)							แนวโน้มการ เปลี่ยนแปลง	จุดที่พบความ เปลี่ยนแปลง (ชม.)
	ปกติ	12	14	16	18	20	22		
1	A	A	A	A	A	A	B	ลดลง	22
2	AB	AB	A	AB	ABC	BC	C	ลดลง	20
3	A	A	AB	B	C	C	C	ลดลง	16
4	A	A	AB	AB	AB	B	C	ลดลง	20
5	A	A	AB	BC	BC	BC	C	ลดลง	16
6	A	A	A	A	A	A	A	คงที่	-
7	A	A	A	A	A	B	B	ลดลง	20
8	A	A	A	A	A	AB	B	ลดลง	22
9	A	A	B	AB	AB	AB	B	ลดลง	14
10	A	AB	AB	AB	BC	BC	C	ลดลง	18
11	A	A	AB	AB	AB	BC	C	ลดลง	20
12	AB	AB	A	AB	AB	AB	B	ลดลง	22
13	A	A	A	A	A	A	B	ลดลง	22
14	A	A	A	AB	AB	AB	B	ลดลง	22
15	A	A	AB	BC	BC	C	C	ลดลง	16
16	A	A	A	AB	ABC	BC	C	ลดลง	20
17	A	A	A	AB	BC	BC	C	ลดลง	18

จากตารางที่ 4.14 ข้างต้นพบว่า มีผู้เข้าร่วมการทดลองจำนวน 16 คน (94%) ที่มีแนวโน้มของค่า Y-Intercept ลดลงอย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 โดยลดลงที่ระยะเวลา 14 ชั่วโมง 1 คน, 16 ชั่วโมง 3 คน, 18 ชั่วโมง 2 คน, 20 ชั่วโมง 5 คน และ 22 ชั่วโมง 5 คน ซึ่งผลการวิเคราะห์นี้แสดงให้เห็นว่าค่า Y-Intercept ของผู้เข้าร่วมการทดลองเกือบทั้งหมดได้รับผลกระทบจากระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน

4.3.3 การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนสำหรับการวิเคราะห์การทดสอบแบบ Fitts' Performance

เนื่องด้วยงานวิจัยชิ้นนี้มุ่งที่จะศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวชี้วัดในการทดสอบความสามารถในการทรงตัวกับระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (จำนวนเวลาที่ไม่ได้นอน) ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาความสัมพันธ์โดยสร้างสมการที่จะสามารถใช้ในการพยากรณ์ค่าระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนโดยใช้วิธีการวิเคราะห์การถดถอยเชิงซ้อนแบบ Stepwise Regression

สำหรับการทดสอบความสามารถในการทรงตัวแบบ Fitts สามารถกำหนดตัวแปรที่เกี่ยวข้องต่างๆได้ดังต่อไปนี้

ตัวแปรตาม คือ ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเป็นชั่วโมง (Time)

ตัวแปรอิสระ คือ ดัชนีสมรรถนะ (IP), จุดตัดแกน Y ในการวิเคราะห์สมรรถนะแบบ Fitts (Y-Intercept), และทิศทางของการเคลื่อนที่ (Direction)

อย่างไรก็ดีตัวแปรทิศทางของการเคลื่อนที่ซึ่งไม่สามารถนำไปใช้โดยตรงในสมการพยากรณ์ เนื่องจากตัวแปรนี้มีค่าที่เป็นสถานการณ์ได้แก่ เคลื่อนที่หน้า-หลัง (Frontal) และเคลื่อนที่ซ้าย-ขวา (Sagittal) ดังนั้นจึงต้องสร้างตัวแปรหุ่น (Dummy Variable) เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ดังนี้

ทิศทางของการเคลื่อนที่ (Direction) = 1 สำหรับการทดสอบเคลื่อนที่ในทิศทางหน้า-หลัง

ทิศทางของการเคลื่อนที่ (Direction) = 2 สำหรับการทดสอบเคลื่อนที่ในทิศทางซ้าย-ขวา

การวิเคราะห์ความถดถอยเชิงซ้อนโดยวิธี Stepwise Regression โดยใช้การวิเคราะห์แบบ Backward Elimination จะให้ผลค่าสัมประสิทธิ์การถดถอยเชิงซ้อนของแต่ละตัวแปรต้นที่เกี่ยวข้อง และทำการตัดตัวแปรต้นบางตัวที่ไม่ส่งผลต่อการพยากรณ์ค่าตัวแปรต้นออก ทั้งนี้เพื่อให้ได้สมการพยากรณ์ที่ถูกต้องและมีค่า R-Square สูงที่สุด หรือก็คือพยากรณ์ค่าตัวแปรต้นได้แม่นยำที่สุด สำหรับการทดสอบแบบ Fitts' Performance นี้ ผล Stepwise Regression แสดงได้ตามภาพที่ 4.77

Stepwise Regression: Time versus Direction, IP, Y-Intercept			
Backward elimination. Alpha-to-Remove: 0.1			
Response is Time on 3 predictors, with N = 408			
Step	1	2	3
Constant	14.70	14.65	14.37
Direction	-0.19	-0.19	
T-Value	-0.76	-0.77	
P-Value	0.447	0.444	
IP	-0.02		
T-Value	-0.07		
P-Value	0.943		
Y-Intercept	-3.08	-3.09	-3.09
T-Value	-11.86	-18.78	-18.77
P-Value	0.000	0.000	0.000
S	2.51	2.51	2.51
R-Sq	46.54	46.54	46.46
R-Sq(adj)	46.14	46.27	46.33
Mallows Cp	4.0	2.0	0.6

ภาพที่ 4. 75 ผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression สำหรับวิธีการทดสอบความสามารถทาง
ตัวแบบ Fitts' Performance

จากผลการวิเคราะห์ Stepwise Regression ข้างต้นพบว่า ตัวแปรที่เกี่ยวข้อง 2 ตัว ได้แก่ Direction และ IP ได้ถูกตัดออกจากการวิเคราะห์สมการพยากรณ์ ดังนั้นสมการพยากรณ์ของการทดสอบความสามารถในการทรงตัวแบบ Fitts' Performance คือ

$$\text{Time} = 14.37 - 3.09 \text{ Y-Intercept} \dots\dots\dots (4.11)$$

จากภาพที่ 4.77 ค่า R-Square (Adj) ของสมการพยากรณ์นี้คือ 46.33 ซึ่งแปลความหมายได้ว่า สมการที่ 4.11 นี้สามารถใช้พยากรณ์ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมยังคงยืนนอนอยู่ได้พอใช้ได้ ดังนั้นแล้วจึงทำการวิเคราะห์เพิ่มเติมโดยแยกวิเคราะห์ระหว่างปัจจัยด้านทิศทางการเคลื่อนที่เป็น หน้า-หลัง และซ้าย-ขวา ผลจากการวิเคราะห์สามารถสร้างเป็นสมการพยากรณ์ได้ดังตารางที่ 4.9

ตารางที่ 4. 15 สมการพยากรณ์ของวิธีการทดสอบแบบ Fitts' Performance แบ่งตามปัจจัยด้าน
สภาวะการล้มตา

ทิศทางการเคลื่อนที่	สมการพยากรณ์	R-Square (Adj)	สมการที่
หน้า-หลัง	Time - 14.45 - 3.1YI	46.55	4.12
ซ้าย-ขวา	Time = 14.28 + 3.08YI	46.00	4.13

เพราะฉะนั้นแล้ว การทดสอบแบบ Fitts' Performance เพื่อการพยากรณ์ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงอดนอนสามารถทำได้โดยทดสอบค่า YI (Y-Intercept) ในทิศทางการเคลื่อนที่หน้า-หลัง และทำการพยากรณ์โดยใช้สมการที่ 4.12 จะพยากรณ์ระยะเวลาที่ยังคงยืนนอนได้ดีที่สุด อย่างไรก็ตาม ค่า R-Square (Adj) ของการทดสอบในสภาวะดังกล่าวก็ยังมีค่าสูงที่สุดในการทดสอบความสามารถในการทรงตัว 3 วิธี mCTSIB, LOS และ Fitts' Performance โดยมีค่า R-Square (Adj) ถึง 46.55

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาและทดลองเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (การอดนอน) กับความสามารถในการทรงตัว โดยได้ทำการศึกษาในหลากหลายวิธีการและตัวชี้วัด ผลการศึกษาและทดสอบดังกล่าวสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 5.1 ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 5. 1 ผลสรุปการทดสอบความสามารถการทรงตัวโดยวิธี mCTSIB, LOS, และ Fitts' Performance Test เมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มมากขึ้น

วิธีการทดสอบ	ตัวชี้วัด	นัยสำคัญ จาก ระยะเวลา ที่ตื่นนอน (P-value)	แนวโน้ม ของตัวชี้วัด เมื่อ ระยะเวลา ที่ตื่นนอน เพิ่มขึ้น	ระยะเวลาที่ ยังคงตื่นนอน ที่ตรวจสอบ พบการ เปลี่ยนแปลง (ชม.)	จำนวน ผู้เข้าร่วม การทดลอง ที่พบความ เปลี่ยนแปลง	R-Square (Adj) จาก Regression
mCTSIB	SS	0.000	เพิ่มขึ้น	20	1 (6%)	2.2 (สมการ 4.4)
	SL	0.000	เพิ่มขึ้น	22	6 (35%)	
LOS	MVL	0.000	เพิ่มขึ้น	16	2 (12%)	4.93 (สมการ 4.6)
	EPE	0.000	เพิ่มขึ้น	16	0	
	MXE	0.270	คงที่	-	-	
	DCL	0.843	คงที่	-	-	
Fitts' Performance	IP	0.000	ลดลง	18	11 (65%)	46.55 (สมการ 4.12)
	Y- Intercept	0.000	ลดลง	16	16 (94%)	

5.1.1 สรุปผลการทดสอบความสามารถการทรงตัวด้วยวิธี mCTSIB

จากตารางที่ 5.1 ผลการทดสอบจากงานวิจัยนี้มีลักษณะเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006) ซึ่งพบความเปลี่ยนแปลงทั้ง SS (Support Surface) และ SL (Statokinesigram Length) อย่างมีนัยสำคัญที่ระดับ 0.05 เมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนยาวนานขึ้น (ไม่ได้นอนติดต่อกันเป็นเวลานานขึ้น) ซึ่งการเพิ่มสูงขึ้นของค่า SS และ SL นั้นเป็นผลมาจากประสิทธิภาพของประสาทส่วนกลางที่ลดลงเมื่อร่างกายไม่ได้นอนหลับพักผ่อนเป็นเวลานาน (Fabbri et. al., 2006) โดยเฉพาะในสภาวะหลับตาซึ่งเป็นการปิดกั้นการรับเข้าข้อมูลภาพการมองเห็น เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองหลับตา ร่างกายจึงเหลือเพียงการทำงานของหูชั้นใน (Vestibular system) และระบบการรับรู้อากัปภิกิริยา (Proprioceptive) เท่านั้น ดังนั้นความสามารถในการทรงตัวจึงลดลงอย่างเห็นได้ชัดจากการเพิ่มขึ้นของค่า SS ที่หมายถึงพื้นที่ที่ผู้เข้าร่วมการทดลองใช้ในการทรงตัว และ SL ซึ่งหมายถึงร่างกายที่เคลื่อนไหวที่มากขึ้นระหว่างการทดสอบนั่นเอง

อย่างไรก็ดี การทดสอบแบบ mCTSIB สามารถตรวจพบความเปลี่ยนแปลงของค่า SS และ SL นี้เมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองไม่ได้นอนติดต่อกันถึง 20 และ 22 ชั่วโมง ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม การทดสอบ Pairwise Comparisons แบบรายบุคคลกลับพบว่าผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ไม่ได้มีค่า SS และ SL เปลี่ยนแปลงไปมากนัก ซึ่งอาจสรุปผลได้ว่า SS และ SL ไม่สามารถเป็นค่าที่ใช้ในการทดสอบการทรงตัวเพื่อทดสอบผลกระทบจากการอดนอนที่ดีมากนัก

5.1.2 สรุปผลการทดสอบความสามารถการทรงตัวด้วยวิธี LOS

งานวิจัยนี้ได้ทำการทดสอบความสามารถในการทรงตัวด้วยวิธีแบบ LOS โดยทำการศึกษากการเปลี่ยนแปลงของตัวชี้วัดที่เกี่ยวข้อง 4 ตัว ได้แก่ MVL, EPE, MXE, และ DCL

จากผลสรุปการทดสอบตามตารางที่ 5.1 พบว่า ตัวชี้วัดตามวิธีการทดลองแบบ LOS ที่พบว่ามีค่าแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญเมื่อระยะเวลาที่การตื่นนอนเปลี่ยนแปลงไป ได้แก่ MVL และ EPE เท่านั้น โดยทั้ง 2 ตัวชี้วัดนี้ มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลาที่ตื่นนอนเพิ่มมากขึ้น การเพิ่มขึ้นของค่า MVL และ EPE สามารถอธิบายได้จากการลดถอยของประสิทธิภาพของประสาทส่วนกลาง เช่นเดียวกับการทดสอบแบบ mCTSIB เมื่อระบบประสาทส่วนกลางมีประสิทธิภาพลดลง การประมวลผลข้อมูลที่ใช้ในการรักษาการทรงตัวจึงช้าลง การควบคุมร่างกายในสภาวะที่ไม่ได้นอนติดต่อกันเป็นเวลานาน (สภาวะอดนอน) จึงทำได้ลดลง ค่า MVL และ EPE จึงสะท้อนถึงการควบคุมร่างกายที่ทำได้ยากขึ้นซึ่งเป็นผลจากระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system) และระบบประสาทควบคุม (Motor neuron system) ตามลำดับ (NeuroCom, 2012) ค่า MVL ที่เพิ่ม

สูงขึ้น จึงหมายถึงร่างกายที่ควบคุมได้ยากขึ้นจึงเอนด้วยความเร็วมากขึ้น ในขณะที่ค่า EPE ซึ่งเป็นระยะทางเข้าหาเป้าหมายในการเคลื่อนที่ครั้งแรก ค่า EPE ก็มีลักษณะเพิ่มมากขึ้น บ่งบอกถึงประสิทธิภาพของระบบประสาทควบคุมที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อผู้เข้าร่วมการทดลองไม่ได้นอนเป็นระยะเวลานานมากขึ้น

สำหรับการทดสอบแบบ LOS นี้ ตัวชี้วัด MVL และ EPE สามารถตรวจพบความเปลี่ยนแปลงของความสามารถทรงตัวที่ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 16 ชั่วโมง อย่างไรก็ตาม การทดสอบ Pairwise Comparisons แบบรายบุคคลกลับพบว่าผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ไม่ได้มีค่า MVL และ EPE เปลี่ยนแปลงไปมากนัก ซึ่งอาจสรุปผลได้ว่า MVL และ EPE ไม่สามารถเป็นค่าที่ใช้ในการทดสอบการทรงตัวเพื่อทดสอบผลกระทบจากการอดนอนที่ตีมากนัก

5.1.3 สรุปผลการทดสอบความสามารถทรงตัวด้วย Fitts' Performance Test

การทดสอบสมรรถนะในการทรงตัวแบบฟิตส์ (Fitts' Performance Test) เป็นการนำเอา กฎของฟิตส์ (Fitts, 1954) และงานวิจัยศึกษาของ McKenzie (1992) มาประยุกต์เพื่อทดสอบหาสมรรถนะการแลกเปลี่ยนความเร็วและความแม่นยำของการทรงตัว ซึ่งผลการทดสอบตามตารางที่ 5.1 ได้แสดงให้เห็นว่า ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนของผู้เข้าร่วมการทดลองมีผลต่อดัชนีสมรรถนะ (IP) และจุดตัดแกน Y (Y-intercept) อย่างมีนัยสำคัญ โดยพบว่าทั้งค่า IP และ Y-intercept ของผู้เข้าร่วมการทดลองมีแนวโน้มลดลงเมื่อระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพิ่มมากขึ้นซึ่งหมายถึงว่า ผู้เข้าร่วมการทดลองมีแนวโน้มที่จะควบคุมการทรงตัวของร่างกายเพื่อทำภารกิจที่ต้องการความแม่นยำสูงได้ แ่ลง (ค่า IP ลดลง) และที่ระดับดัชนีความยากของภารกิจ (Index of Difficulty : ID) ที่สูงขึ้นพบว่าใช้เวลาในการทำงานมากขึ้น สังเกตได้จากค่า Y-intercept ที่ลดลง สมรรถนะและความเร็วในการเคลื่อนที่ของ COP ที่ลดลงนี้เกิดขึ้นจากการลดลงของประสิทธิภาพของร่างกายทั้งในส่วนของระบบประสาทและการรับรู้การมองเห็น (Miyata et. al., 2010)

สำหรับการประเมินสมรรถนะการทรงตัวแบบ Fitts นี้ ตัวชี้วัด IP และ Y-Intercept สามารถตรวจพบความเปลี่ยนแปลงของความสามารถทรงตัวได้เร็วกว่าการทดสอบแบบ mCTSIB และ LOS โดยสามารถตรวจพบความเปลี่ยนแปลงได้ที่ระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน 18 ชั่วโมงสำหรับ IP และ 16 ชั่วโมงสำหรับ Y-Intercept นอกจากนี้ผลการทดสอบ Pairwise Comparisons แบบรายบุคคลยังพบว่าค่า IP และ Y-Intercept ของผู้เข้าร่วมการทดลองส่วนใหญ่ได้รับผลกระทบจากปัจจัยด้านระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนและยังมีแนวโน้มไปในทางเดียวกันอีกด้วย ดังนั้นแล้วการทดสอบแบบ Fitts' Performance จึงสามารถใช้ในการทดสอบผลกระทบจากการอดนอนได้ดี

5.1.4 สรุปผลงานวิจัยทั้งหมด

จากการทดสอบทั้ง 3 วิธีการทดสอบพบว่า วิี้อบาลานซ์บอร์ด (Wii Balance Board) สามารถตรวจพบการเปลี่ยนแปลงของความสามารถทรงตัวที่เปลี่ยนแปลงไปอันเนื่องมาจากผลของระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอน (ระยะเวลาที่อดนอน) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ และจากการทดสอบอย่างต่อเนื่องทุกๆ 2 ชั่วโมง พบว่า ค่าความสามารถทรงตัวในการทดสอบวิธีการต่างๆมีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง ซึ่งเมื่อเทียบกับงานวิจัยของ Fabbri et. al. (2006) แล้ว ผลจากงานวิจัยนี้ได้แสดงให้เห็นถึงแนวโน้มของการเปลี่ยนแปลงในความสามารถที่ใช้ชีวิตได้ชัดเจนกว่าและต่อเนื่องมากกว่า ซึ่งสิ่งนี้ทำให้สามารถเข้าใจพฤติกรรมความสามารถทรงตัวของมนุษย์มากยิ่งขึ้น

จากการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons แบบรายบุคคล ผลการทดสอบทางสถิติที่ระบุจำนวนผู้เข้าร่วมการทดลองที่ความสามารถทรงตัวได้รับผลกระทบจากระยะเวลาที่อดนอนแสดงให้เห็นขนาดของผลกระทบดังกล่าว โดยระยะเวลาที่อดนอนได้ส่งผลกระทบต่อความสามารถในการทรงตัวที่ใช้เพื่อควบคุมร่างกายขณะเคลื่อนไหวที่มากที่สุด (จากผลการทดสอบ Fitts' Performance Test) รองลงมาคือความสามารถในการทรงตัวขณะหยุดนิ่ง (จากผลการทดสอบแบบ mCTSIB) และส่งผลกระทบต่อขีดจำกัดของความสามารถในการทรงตัว (จากผลการทดสอบแบบ LOS)

นอกจากนี้แล้วผลการวิเคราะห์ค่า R-Square จากการสร้างแบบจำลองสมการถดถอยของการทดสอบแต่ละวิธีได้ผลออกมาว่า การทดสอบสมรรถนะของฟิตซ์ (Fitts' performance test) ให้ผล R-Square (Adj) สูงที่สุด (46.55 ดังสมการที่ 4.12) ซึ่งหมายถึงว่าสมการถดถอยของการทดสอบสมรรถนะของฟิตซ์สามารถพยากรณ์สมรรถนะทางการทรงตัวได้ดีที่สุด นอกจากนี้การทดสอบสมรรถนะของฟิตซ์ยังสามารถตรวจพบความเปลี่ยนแปลงของการทรงตัวตั้งแต่ระยะเวลาที่ยังไม่ได้นอน 16 ชั่วโมง ด้วยค่า Y-intercept และ 18 ชั่วโมง ด้วยค่า IP

5.2 แนวทางการประยุกต์งานวิจัย

งานวิจัยนี้ได้พบว่าความสามารถในการทรงตัวสามารถสะท้อนการทำงานของระบบประสาทและการประมวลผลข้อมูลของสมองเพื่อควบคุมร่างกาย ดังนั้นแล้ว ผลที่ได้จากงานวิจัยนี้อาจนำไปใช้ในหลายทาง อาทิ

- เพื่อประเมินความพร้อมของบุคคลก่อนเริ่มการทำงานเพื่อเหตุผลทางด้านความปลอดภัย เช่น การทดสอบสมรรถภาพร่างกายก่อนการขับขียานพาหนะ เป็นต้น โดยทำการประเมินความสามารถในการทรงตัวและวิเคราะห์ย้อนกลับตามสมการพยากรณ์เพื่อให้สามารถประมาณได้ว่าผู้ปฏิบัติงานอยู่ในสถานะที่ไม่ได้นอนมาเป็นเวลานานหรือไม่ ซึ่งภาวะดังกล่าวอาจส่งผลกระทบต่อ

ประสิทธิภาพในการปฏิบัติงานและอาจทำให้เกิดอุบัติเหตุได้ ดังนั้นแล้ว การประยุกต์เอาวิธีการทดสอบความสามารถในการทรงตัวเพื่อประเมินสภาวะอดนอนนี้จึงอาจช่วยป้องกันภาวะที่เสี่ยงและช่วยลดการเกิดอุบัติเหตุเนื่องจากการหลับในระหว่างทำกิจกรรม เช่น การขับรถ ได้ อย่างไรก็ตามก็ตีจำนวนชั่วโมงที่ผู้เข้าร่วมการทดลองยังคงตื่นอยู่ที่เหมาะสมยังคงเป็นสิ่งที่จะต้องทำการศึกษาต่อไปเพื่อกำหนดความสามารถการทรงตัวที่เป็นมาตรฐาน นอกจากนั้น การศึกษาควบคู่กับสมรรถนะในการทำงานและความสามารถการทรงตัวระหว่างอดนอนยังมีความจำเป็นที่จะต้องศึกษาเพิ่มเติมเพื่อจะบอกได้ว่า การตื่นนอนมากี่ชั่วโมงจึงจะทำให้ส่งผลต่อการทำงานที่สนใจนั้นๆ

- จากผลการทดสอบ Pairwise Comparisons แบบรายบุคคลที่บ่งบอกถึงสัดส่วนของจำนวนผู้เข้าร่วมการทดลองที่รับผลกระทบจากการอดนอน แนวคิดนี้สามารถใช้ในการประยุกต์ในการประเมินความเสี่ยงในการทำงานได้ เช่น ผู้เข้าร่วมการทดลองประมาณ 35% จะมีการแกว่งของร่างกายมากขึ้น (SL เพิ่มขึ้น) เมื่อทำการทดสอบในสภาวะสถิตย์ (การทดสอบ mCTSIB) และผู้เข้าร่วมการทดลองไม่ได้นอนติดต่อกัน 20 ชั่วโมงขึ้นไป ดังนั้น เมื่อคำนึงถึงสภาวะการทำงานที่ไม่ได้นอนเป็นเวลาถึง 20 ชั่วโมง ความสามารถร่างกายของบุคคลอาจมีการถดถอยลงไปได้เป็นสัดส่วนถึง 35% เป็นต้น

- ผลการทดสอบทุกๆ 2 ชั่วโมงที่เก็บได้ในงานวิจัยนี้ทำให้สามารถเข้าใจถึงพฤติกรรมของความสามารถในการทรงตัวเมื่อร่างกายอดนอนเนื่องจากงานวิจัยในอดีตทำการศึกษาเปรียบเทียบเพียงสภาวะปกติกับทำการวัดเมื่อเวลาผ่านไป 24 ชั่วโมงแล้วเท่านั้น ซึ่งในอนาคตสามารถใช้เป็นแนวทางวิเคราะห์และคาดคะเนแนวความสามารถของการทรงตัวได้

- ผลการวิจัยนี้เป็นการใช้วิธีบาลานซ์บอร์ดซึ่งมีขนาดเล็กและราคาถูกในการศึกษาความสามารถในการทรงตัว แนวทางของงานวิจัยนี้สามารถนำไปศึกษาและพัฒนาต่อยอดเพื่อให้การตรวจวัดความสามารถในการทรงตัวทั้งในแง่มุมของการวิจัยทางวิทยาศาสตร์และทางการแพทย์มีความแพร่หลายมากขึ้นในอนาคต

5.3 ข้อเสนอแนะสำหรับงานวิจัยต่อไป

จากการผลสรุปของงานวิจัยพบว่า ผลการทดสอบของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนค่อนข้างมีความแตกต่างกัน แม้ว่าแนวโน้มของผู้เข้าร่วมการทดลองแต่ละคนจะไปทิศทางเดียวกันก็ตาม ซึ่งความแตกต่างของความสามารถนี้เป็นเพราะความหลากหลายของมนุษย์ ดังนั้นแล้ว สิ่งสำคัญอย่างหนึ่งที่งานวิจัยในอนาคตควรทำเพิ่มเติม คือ จำนวนผู้เข้าร่วมการทดลองที่มากขึ้น เพื่อยืนยันความเป็นปกติของข้อมูลที่เก็บได้และเพิ่มความชัดเจนของพฤติกรรมของข้อมูล ผลที่ได้จากการทดลองกับจำนวนผู้เข้าร่วมการทดลองที่มากขึ้นจะทำให้การวิเคราะห์สมการพยากรณ์สามารถทำได้แม่นยำขึ้น

อนึ่งการเพิ่มระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนเพื่อสังเกตพฤติกรรมของความสามารถในการทรงตัว ก่อนที่ผู้เข้าร่วมการทดลองจะไม่สามารถทำการทดลองต่อไปได้ก็เป็นอีกสิ่งหนึ่งที่น่าสนใจศึกษาในอนาคต ความสามารถสุดท้ายก่อนที่จะสิ้นสุดการทดลองอาจทำให้เข้าใจขีดจำกัดของมนุษย์ได้มากขึ้น ซึ่งผลที่ได้อาจนำไปสู่การกำหนดข้อจำกัดความปลอดภัยในการทำงานโดยใช้การทดสอบความสามารถในการทรงตัว

นอกจากนั้น แนวคิดของการทดสอบความสามารถในการทรงตัวและผลกระทบจากปัจจัยเรื่องระยะเวลาที่ยังคงตื่นนอนอาจนำไปใช้เพื่อศึกษาต่อยอดเกี่ยวกับผลกระทบจากปัจจัยอื่น ๆ ที่อาจมีผลต่อความสามารถในการทรงตัว เช่น แสงสว่าง อุณหภูมิในสถานี่งาน ผลกระทบจากยา หรือการดื่มเครื่องดื่มแอลกอฮอล์ เป็นต้น



รายการอ้างอิง

ภาษาไทย

นภัทร ยงบุญธนภัทร. การเปรียบเทียบสมรรถนะของการถือและใช้งานแท็บเล็ต. วิทยานิพนธ์
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต. ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์
มหาวิทยาลัย, 2557.

มหาวิทยาลัยมหิดล. ซีพจร [ออนไลน์]. แหล่งที่มา:

<http://student.mahidol.ac.th/~u4809160/pulse.htm> [24 พฤศจิกายน 2557]

มหาวิทยาลัยมหิดล. ความดันโลหิต [ออนไลน์]. แหล่งที่มา:

http://student.mahidol.ac.th/~u4809160/blood_pessure.htm
[24 พฤศจิกายน 2557]

อำนาจความปลอดภัย, สำนัก. สรุปผลการดำเนินงานด้านอำนาจความปลอดภัยช่วง
เทศกาลสงกรานต์ 2557. กรุงเทพมหานคร: กรมทางหลวง. 2557.

ภาษาอังกฤษ

Browne, J. E., and O’Hare, N. J. Review of the different methods for assessing
standing balance. Physiotherapy 87 (2001): 489-495.

Daniel, J., Goble, Brian, L., Cone, and Brett, W., Fling. Using a WiiFit as a tool for
balance assessment and neuro rehabilitation: The first half decade of “Wii-
search”. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 11 (2014): 12.

Dov, T., Jane, C., and Ping, Z. Human computer interaction: developing effective
organizational information systems. United States of America, 2007

- Eleonora, Tobaldini., and others. One night on-call: Sleep deprivation affects cardiac autonomic control and inflammation in physicians. European Journal of Internal Medicine 24 (2013): 664-670.
- Feng, Huo. Limits of Stability and Postural Sway in Young and Older People. Master's thesis, School of Rehabilitation Therapy, Queen's University, 1999.
- Frank, Koslucher, and others. Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults. Gait & Posture 36 (2012): 605-608.
- Gregory, C., Manista, and Alaa, A., Ahmed. Stability limits modulate whole-body motor learning. J Neurophysiol 107 (2012): 1952-1961.
- Harrison, L., Barlett, Lena, H., Ting, and Jeffrey, T., Bingham. Accuracy of force and center of pressure measures of Wii Balance Board. Gait & Posture 39 (2014): 224-228.
- I., Scott, MacKenzie. Fitts' law as a research and design tool in human-computer interaction. Human-Computer Interaction 7 (1992): 91-139.
- Khasnis, A., and Gokula, R. M. Romberg's test. J Postgrad Med 49 (2003): 169-172.
- King, M. B., Judge, J. O., and Wolfson, L. Functional base of support decreases with age. J Gerontol 49 (1994): M258-M263.
- Letz, Richard, and others. A Comparison of Standing Steadiness Measurements from Two Devices: Covariates and Normal Values. Neurotoxicology and Teratology 18 No. 1 (1996) 83-88.
- Letz, Richard, Gerr, Federic. Standing Steadiness Measurement: Empirical Selection of Testing Protocol and Outcome Measures. Neurotoxicology and Teratology 17 No. 6 (1995) 611-616.

- Marco, Fabbri, and others. Postural control after a night without sleep. Neuropsychologia 44 (2006): 2520-2525.
- Miyata, Seiko, and others. Insufficient sleep impairs driving performance and cognitive function. Neuroscience Letters 469 (2010): 229-233.
- Murray, M., and others, Normal postural stability and steadiness: Quantitative assessment. Journal of Bone and Joint Surgery 57A (1975): 510-516.
- Naphat, Yongbunthanaphat, Phairoat, Ladavichitkul. “Work Performance Comparison of Holding and Using Tablet” Paper presented at International MultiConference of Engineers and Computer Scientists [IMECS], 1042-1046, 14 March 2014, Hongkong.
- National Institute of Health. Teacher’s guide: Information of sleep. [Online]. 2003. Available from:
<https://science.education.nih.gov/supplements/nih3/sleep/guide/info-sleep.htm>
- NeuroCom. Balance Master. [Online]. 2012. Available from:
<http://resourcesonbalance.com/neurocom/products/BalanceMaster.aspx>
[2014, July 21]
- Newton, R. U., and Neal, R. J. Three-dimensional quantification of human standing posture. Gait and Posture 2 (1994): 205-212.
- Nintendo Corporation. Wii Balance Board – Operation Manual (2008): 2.
- Paul, M., Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. Journal of Experimental Psychology 47 (1954): 381-391.
- Pierre, Philip, and others. Fatigue, sleep restriction and driving performance. Accident Analysis and Prevention 37 (2005): 473-478.

Pierre-Marie, Gagey, and others. Calculation of Statokinesigram area (SKG). Eight Lessons of Posturology, Second Lesson. Paris : Association Francaise de Posturologie, 1993.

Ross, A., Clark, and others. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessing standing balance. Gait & Posture 31 (2010): 307-310.

Vestibular Disorders Association [VEDA]. The Human Balance System – A Complex Coordination of Central and Peripheral Systems [Online]. 2008. Available from: <http://vestibular.org/understanding-vestibular-disorder/human-balance-system> [2014, August 10]

Virakiet, Pantumaopas, Phairoat, Ladavichitkul. Standing Steadiness Data of Thais Age 19-21 Using Wii Balance Board for Comparing Workers Ability. International Journal of Applied Engineering Research [IJAER] Volume 10, No. 89 (2015) Special Issue: 32-36.

Wright, B. M. A simple ataxia-meter. Journal of Psychology 218 (1971): 27P-28P.



ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY



หนังสือแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมการวิจัย (Informed Consent Form)

วันที่..... เดือน..... พ.ศ.....

ข้าพเจ้า..... อายุ.....ปี

อาศัยอยู่บ้านเลขที่.....ถนน..... แขวง/ตำบล..... เขต/อำเภอ
.....จังหวัด..... รหัสไปรษณีย์..... โทรศัพท์
.....

ขอแสดงเจตนายินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัยเรื่อง “การเปรียบเทียบสมรรถนะของการทรงตัวในสภาวะปกติและสภาวะอดนอนโดยใช้ วี้อบาลานซ์บอร์ด”

โดยข้าพเจ้าได้รับทราบรายละเอียดเกี่ยวกับที่มาและจุดมุ่งหมายในการทำวิจัย รายละเอียดขั้นตอนต่างๆ ที่จะต้องปฏิบัติหรือได้รับการปฏิบัติ ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับของการวิจัย และความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมการวิจัย รวมทั้งแนวทางป้องกันและแก้ไขหากเกิดอันตรายขึ้น ข้าพเจ้าจึงสมัครใจเข้าร่วมในโครงการวิจัยนี้

เพื่อให้แน่ใจว่าข้อกำหนดที่ผู้วิจัยต้องการศึกษาได้รับความร่วมมือจากผู้เข้าร่วมการวิจัย ดังรายละเอียดที่กล่าวไว้ในข้างต้น ขอให้ผู้เข้าร่วมการวิจัยยืนยันดังต่อไปนี้ (กรุณาทำเครื่องหมาย / ในช่องว่างที่กำหนด)

ข้อ	รายละเอียด	ใช่	ไม่ใช่
1.	ข้าพเจ้ายังไม่ได้นอนอย่างน้อยเป็นเวลา 12 ชั่วโมง ตั้งแต่ตื่นนอนจนกระทั่งมาร่วมการทดลอง		
2.	ข้าพเจ้ามีสุขภาพร่างกายสมบูรณ์แข็งแรง และไม่ได้อยู่ระหว่างเข้ารับการรักษาอาการบาดเจ็บหรือผิดปกติทางสมองและกระดูกสันหลัง		
3.	ข้าพเจ้าไม่ได้รับประทานยาใดๆ ที่ส่งผลต่อระบบประสาท และอาจทำให้ร่างกายง่วงนอนอย่างน้อย 24 ชั่วโมง ก่อนเข้าร่วมทำการทดลอง		
4.	ข้าพเจ้าไม่ได้ดื่มเครื่องดื่มที่มีแอลกอฮอล์และคาเฟอีนตั้งแต่ตื่นนอนจนกระทั่งมาร่วมการทดลอง		

ข้าพเจ้าได้ทราบถึงสิทธิ์ที่ข้าพเจ้าจะได้รับข้อมูลเพิ่มเติมทั้งทางด้านประโยชน์และโทษจากการเข้าร่วมการวิจัย และสามารถถอนตัวหรืองดเข้าร่วมการวิจัยได้ทุกเมื่อ โดยจะไม่มีผลกระทบต่อค่าบริการและการรักษาพยาบาลที่ข้าพเจ้าจะได้รับต่อไปในอนาคต และยินยอมให้ผู้วิจัยใช้ข้อมูลส่วนตัวของข้าพเจ้าที่ได้รับจากการวิจัย แต่จะไม่เผยแพร่ต่อสาธารณะเป็นรายบุคคล โดยจะนำเสนอเป็นข้อมูลโดยรวมจากการวิจัยเท่านั้น

หากข้าพเจ้าได้รับการปฏิบัติที่ไม่ตรงตามที่ได้ระบุไว้ในเอกสารชี้แจงนี้ ข้าพเจ้าสามารถแจ้งให้คณาจารย์ทราบได้ที่ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอุตสาหการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 254 ถนนพญาไท แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กทม. 10330 โทรศัพท์: 02-218-6309-10 อีเมล: info@eng.chula.ac.th

ข้าพเจ้าได้เข้าใจข้อความในเอกสารชี้แจงผู้เข้าร่วมการวิจัย และหนังสือแสดงเจตนายินยอมนี้ ตลอดจนข้อดี ข้อเสีย ที่จะได้รับการเข้าร่วมโครงการในครั้งนี้และข้าพเจ้ายินยอมที่จะเข้าร่วมในโครงการดังกล่าว จึงลงลายมือชื่อไว้

ลงชื่อ.....ผู้เข้าร่วมการวิจัย

()

วันที่.....





อุปกรณ์

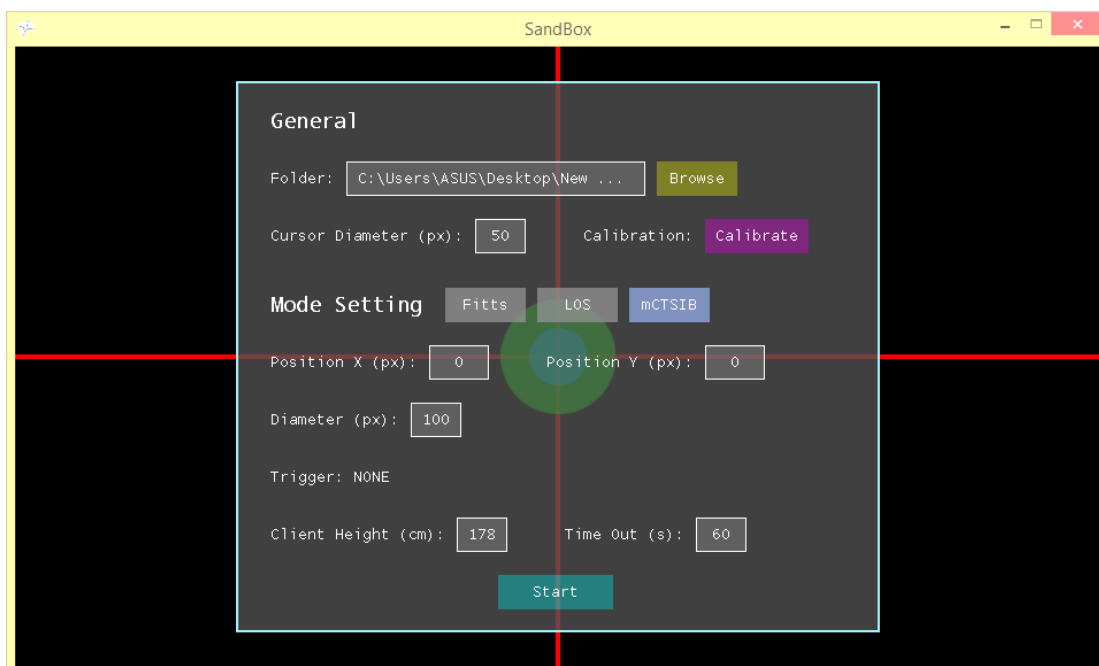
1. ชุดคอมพิวเตอร์ 1 ชุด พร้อม โปรแกรมทดสอบสมรรถนะการทรงตัว และอุปกรณ์เชื่อมต่อสัญญาณไร้สายบลูทูธ (Bluetooth)
2. นินเทนโด วีธี่บาลานซ์บอร์ด (Nintendo Wii Balance Board: WBB)

การเชื่อมต่อ WBB เข้ากับคอมพิวเตอร์

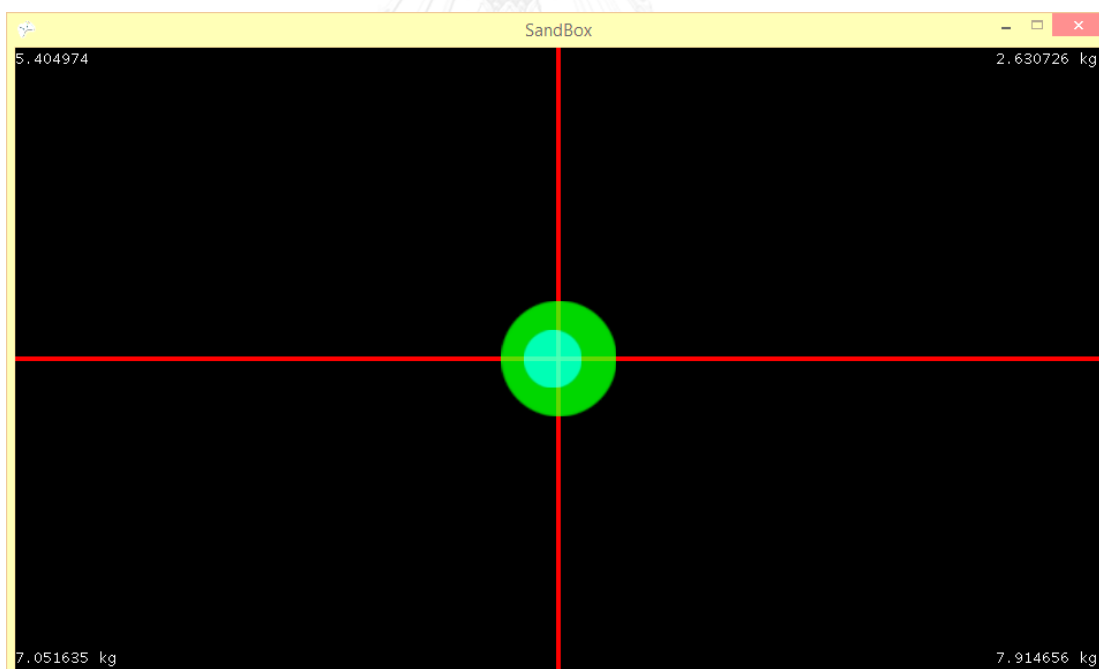
1. เปิดการใช้งานสัญญาณไร้สายบลูทูธของเครื่องคอมพิวเตอร์
2. เชื่อมต่อ WBB เข้ากับคอมพิวเตอร์โดยเปิดโปรแกรม "Wii Pair" ในคอมพิวเตอร์
3. กดปุ่ม "Connect" สีแดงในช่องว่างของ WBB ค้างไว้จนโปรแกรม "Wii Pair" ในคอมพิวเตอร์ทำงานเสร็จสมบูรณ์ โปรแกรม "Wii Pair" จะปิดหน้าต่างลงเองโดยอัตโนมัติ
4. เปิดโปรแกรม "SandBox" เพื่อเริ่มต้นการทดลอง

การทดสอบความสามารถในการทรงตัวด้วยวิธี mCTSIB

1. เลือกเมนู mCTSIB เพื่อเริ่มการทดสอบแบบ mCTSIB
2. กำหนดเวลาในการทดลองโดยใส่ค่า "Time out (s)" หน่วยเป็นวินาที
3. กำหนดความสูงของผู้เข้าร่วมการทดลองหน่วยเป็นเซนติเมตรใน "Client Height"
4. เริ่มทำการทดลองโดยให้ผู้เข้าร่วมการทดลองขึ้นยืนตรงบน WBB โดยกำหนดตำแหน่งการวางเท้าดังภาพที่ 2.8 คือจุดกึ่งกลางของเท้าทั้งสองข้างอยู่ห่างกัน 20 เซนติเมตร
5. เมื่อยืนนิ่งแล้ว กด "Calibrate" ที่โปรแกรมเพื่อทำการปรับตั้งค่าพิกัด (x,y) เริ่มต้นของจุดศูนย์กลางความดัน (Center of pressure: COP) ให้อยู่ที่จุด (0,0)
6. ทำการทดลองโดยกดปุ่ม "Start" ผู้เข้าร่วมการทดลองต้องพยายามยืนตรงให้ร่างกายอยู่นิ่งที่สุด โปรแกรมจะทำการเก็บค่าพิกัดของจุด COP (x,y) โดยบันทึกลงใน Folder ที่ผู้ทำการทดลองเลือกไว้



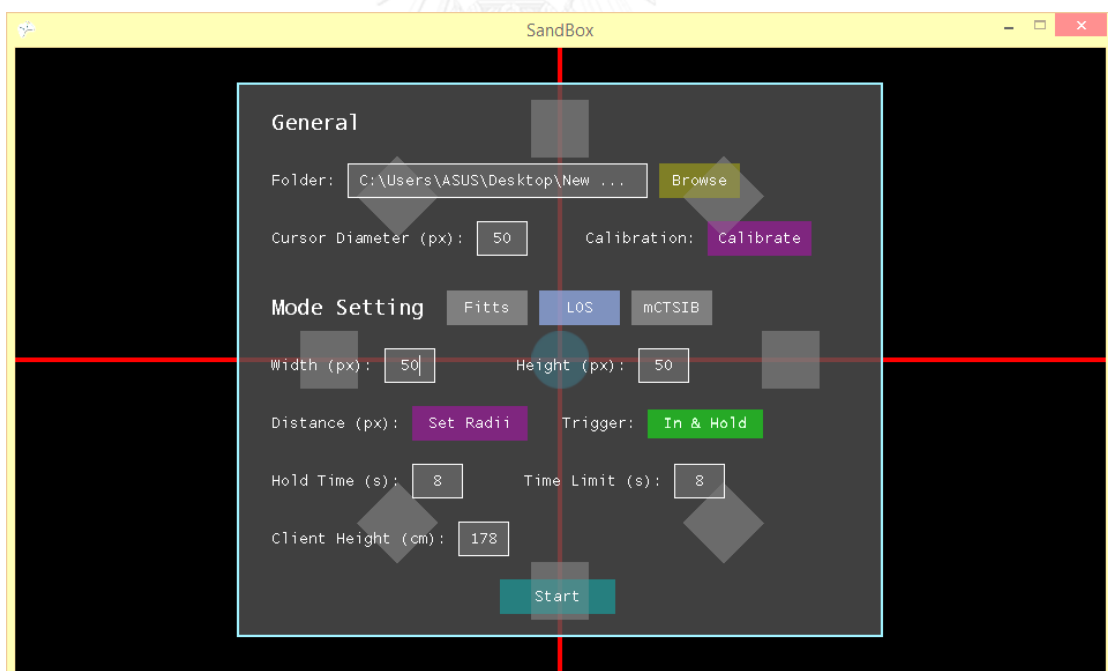
ภาพที่ ข.1 หน้าจอโปรแกรมทดสอบแบบ mCTSIB และการตั้งค่า



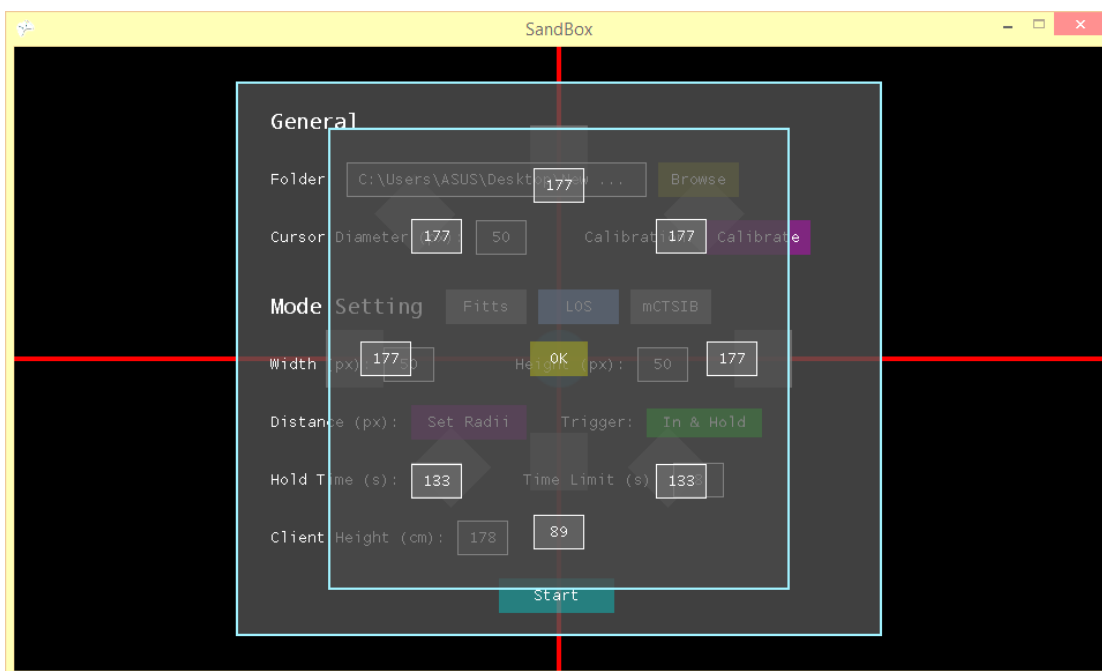
ภาพที่ ข.2 จอแสดงผลของโปรแกรมขณะทดสอบ mCTSIB

การทดสอบความสามารถในการทรงตัวด้วยวิธี LOS

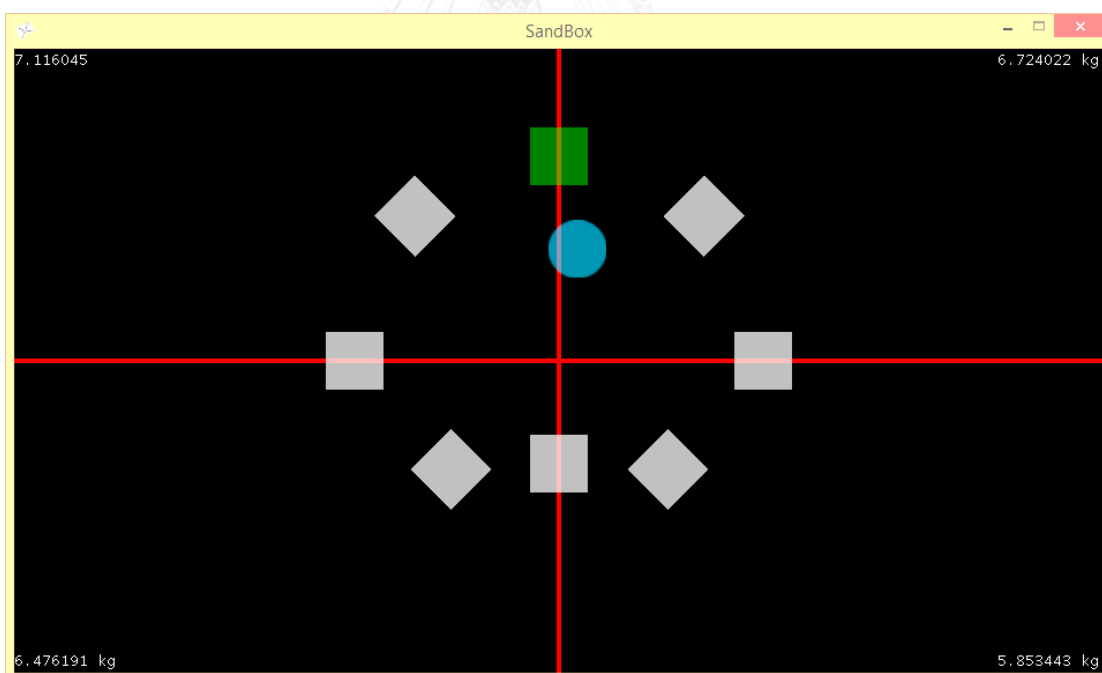
1. กำหนดระยะทางของแต่ละเป้าหมาย (หน่วยพิกเซล) โดยคลิกที่ “Set Radii” และกำหนดค่าระยะทางเป้าหมายดังภาพที่ ค3
2. กำหนดเวลาในการทดสอบแต่ละเป้าหมายเป็น 8 วินาที โดยกำหนด “Time out (s)” เป็น “8” (แสดงในภาพที่ ค3)
3. กำหนดความสูงของผู้เข้าร่วมการทดลองหน่วยเป็น ซม. ใน “Client Height”
4. ทำการทดลองโดยโปรแกรมจะทำการกำหนดเป้าหมาย 8 ทิศ โดยผู้เข้าร่วมการทดลองจะต้องพยายามเคลื่อนจุด COP ให้อยู่ในเป้าหมาย แต่ละเป้าหมายจะกำหนดเวลาไว้ 8 วินาที (แสดงในภาพที่ ค5) หลังจากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการทดลองกลับสู่จุดเริ่มต้น (แสดงในภาพที่ ค6) และเริ่มการทดลองกับเป้าหมายใหม่ (แสดงในภาพที่ ค7) เป้าหมายแรกจะเริ่มที่ทิศทาง 12 นาฬิกา และขยับในทิศทางตามเข็มนาฬิกา 45 องศา ทำเช่นนี้จนครบ 8 เป้าหมาย โปรแกรมจะเก็บค่าพิกัดของจุด COP (x,y) โดยบันทึกลงใน Folder ที่ผู้ทำการทดลองเลือกไว้



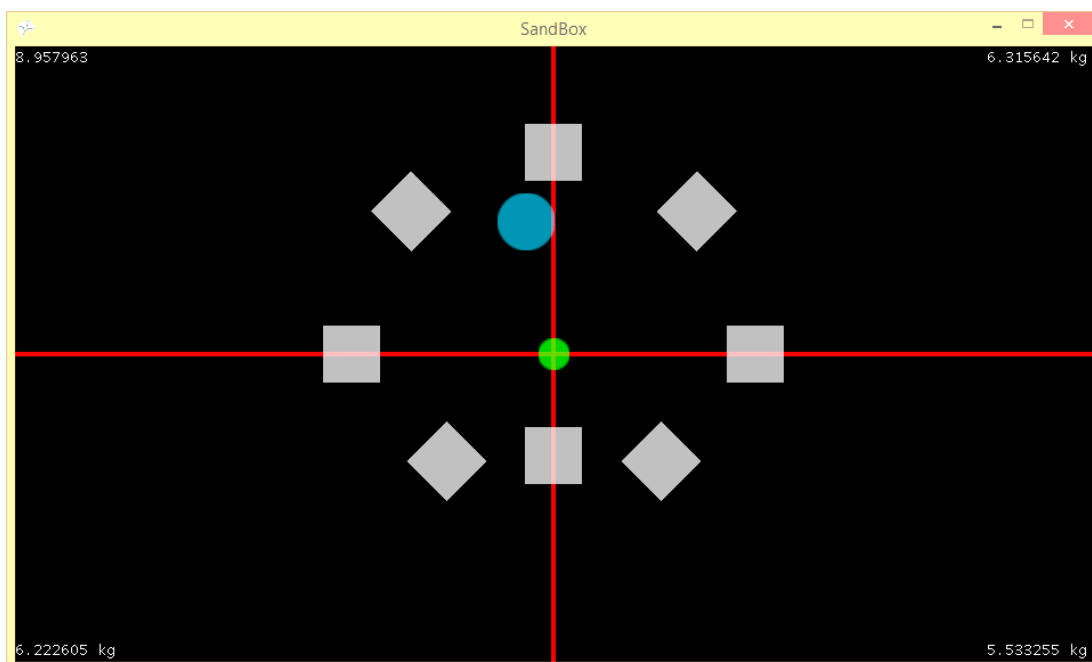
ภาพที่ ข.3 หน้าจอโปรแกรมทดสอบแบบ LOS และการตั้งค่า



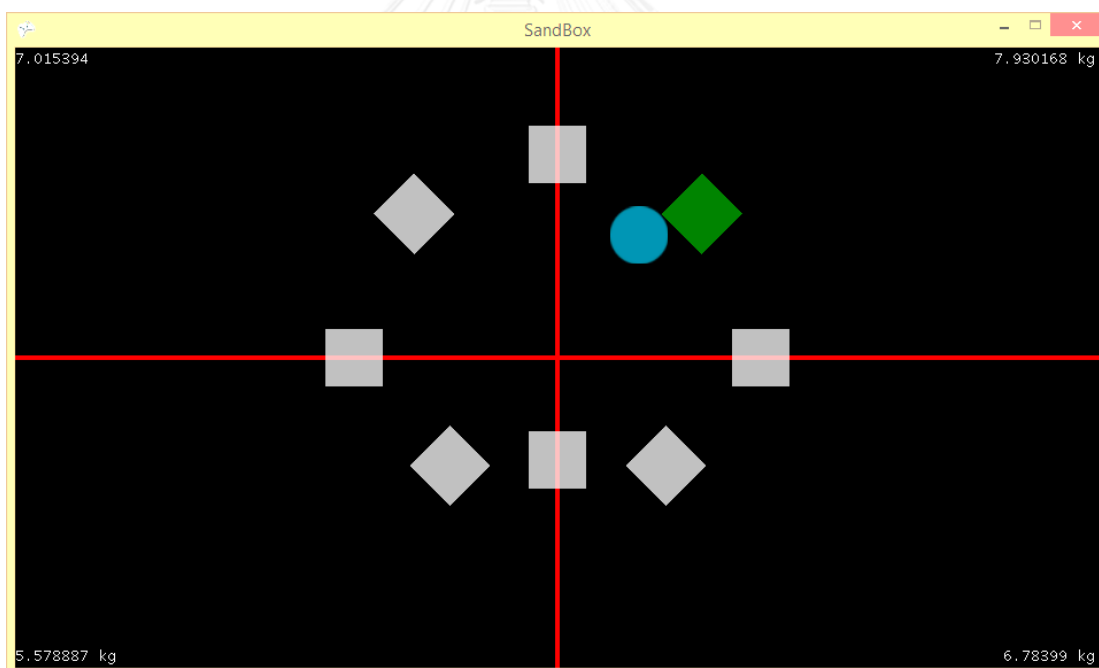
ภาพที่ ข.4 การกำหนดระยะทางเป้าหมายในการทดสอบ LOS



ภาพที่ ข.5 การเคลื่อนจุด COP เข้าหาเป้าหมาย (ตำแหน่ง 12 นาฬิกา)



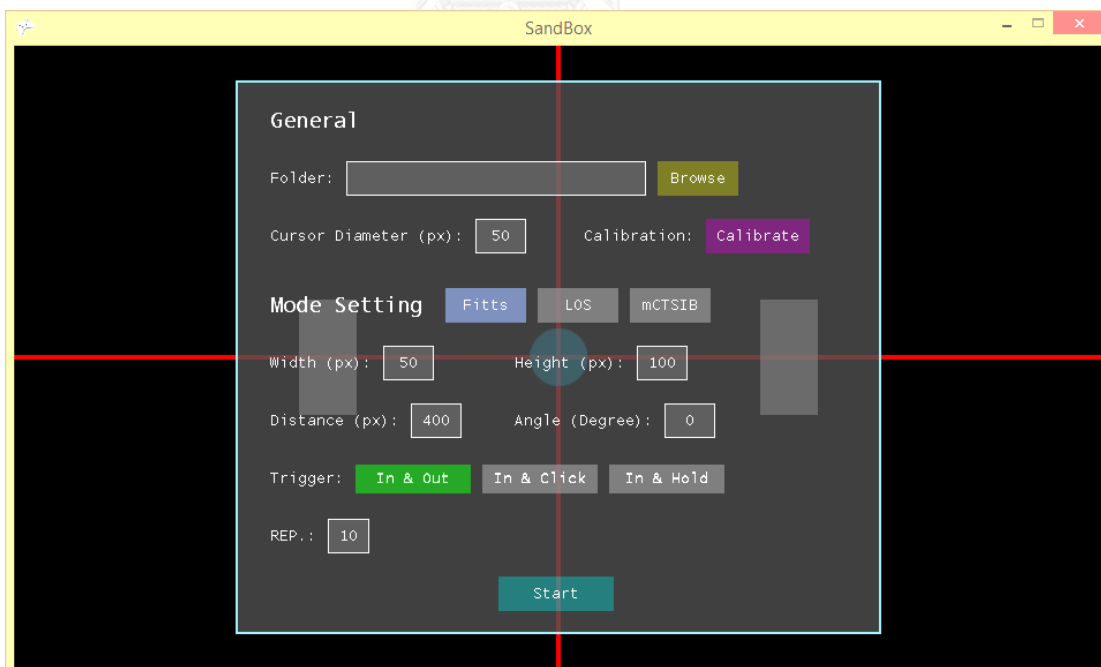
ภาพที่ ข.6 การเคลื่อนที่กลับสู่จุดเริ่มต้นหลังหมดเวลาสำหรับเป้าหมายแรก



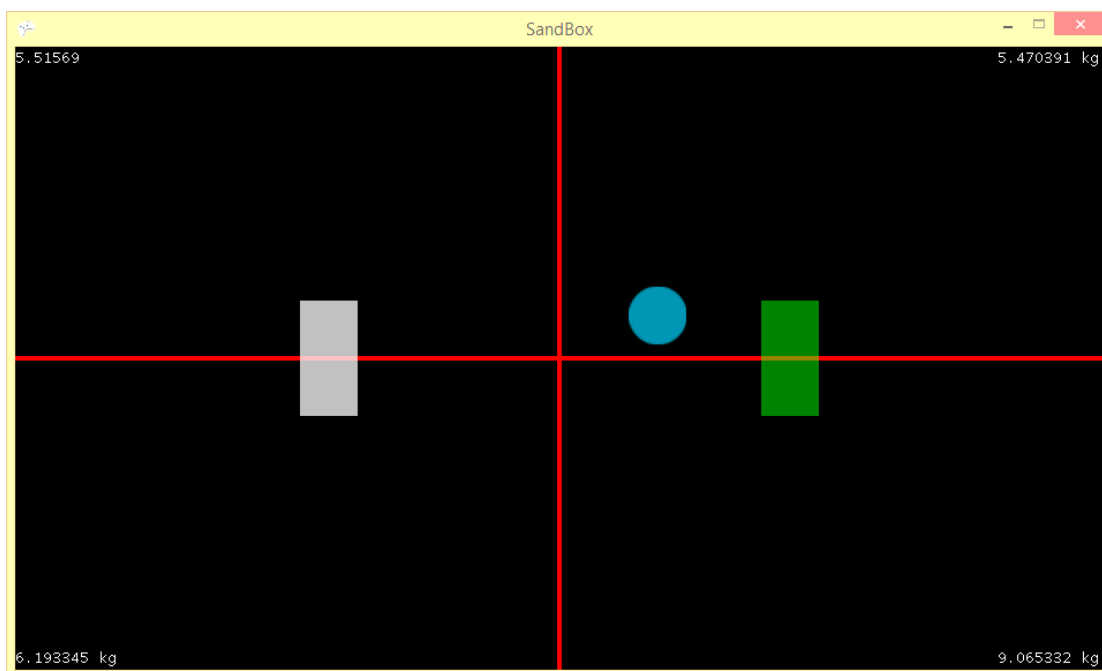
ภาพที่ ข.7 การเคลื่อนจุด COP เข้าหาเป้าหมายถัดไป (ตำแหน่ง 1:30 นาฬิกา)

การทดสอบความสามารถในการทรงตัวด้วยวิธี Fitts' Performance Test

1. กำหนดเงื่อนไขการเข้าสู่เป้าหมายโดยเลือกที่ "In & Click" เพื่อกำหนดว่าหากผู้เข้าร่วมการทดลองควบคุมจุด COP เข้าไปไหนเป้าหมายและกดคลิกซ้ายที่เมาส์ได้ให้ถือว่าการทำงานที่เป้าหมายนี้เสร็จสมบูรณ์
2. กำหนดค่า "Width", "Height", "Distance" และ "Angle" เพื่อระบุความกว้าง, ความสูง, ระยะห่าง และทิศทางของเป้าหมาย (แสดงในภาพที่ ค8) ซึ่งค่าดังกล่าวจะอ้างอิงจากการคำนวณระดับดัชนีความยากของงาน (Index of Difficulty: ID) ที่เหมาะสมต่อการทดสอบ
3. กำหนดจำนวนครั้งของการเคลื่อนที่ใน "REP"
4. ทำการทดลองโดยโปรแกรมจะทำการกำหนดเป้าหมายตามขนาดและทิศทางที่ระบุไว้ในขั้นตอนที่ 2 ผู้เข้าร่วมการทดลองจะต้องพยายามเคลื่อนจุด COP ไปหาเป้าหมาย (แสดงในภาพที่ ค9) หลังจากนั้นให้ผู้เข้าร่วมการทดลองจะต้องกดคลิกซ้ายที่เมาส์เมื่อเห็นว่าจุด COP ของตนเองเข้าสู่เป้าหมายโดยสมบูรณ์แล้ว จากนั้น โปรแกรมจะระบุเป้าหมายใหม่ ทำเช่นนั้นจนครบตามจำนวนครั้งที่ระบุไว้ใน "REP" โปรแกรมจะเก็บค่าพิกัดของจุด COP (x,y) โดยบันทึกลงใน Folder ที่ผู้ทำการทดลองเลือกไว้

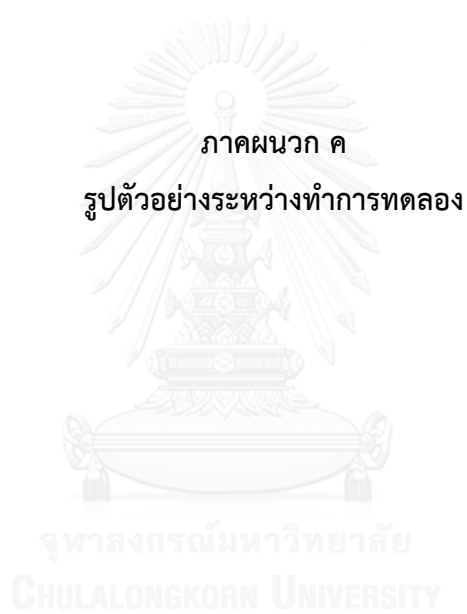


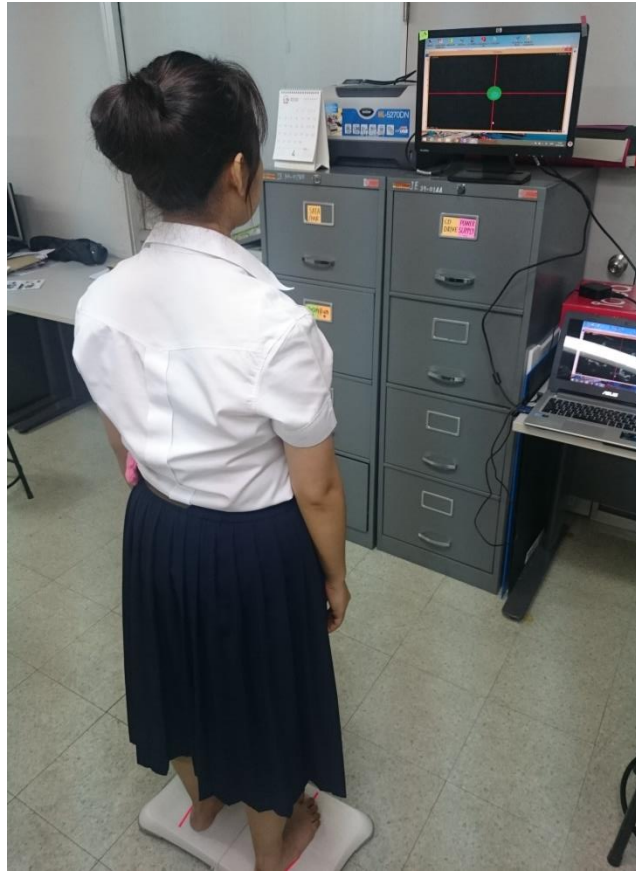
ภาพที่ ข.8 หน้าจอโปรแกรมทดสอบแบบ Fitts's Performance Test



ภาพที่ ข.9 การเคลื่อนจุด COP เข้าหาเป้าหมายใน Fitts's Performance Test







ภาพที่ ค.1 ขณะทำการทดสอบในสภาวะปกติ (เวลากลางวัน)



ภาพที่ ค.2 ขณะทำการทดสอบแบบ mCTSIB



ภาพที่ ค.3 ขณะทำการทดสอบแบบ mCTSIB ในสภาวะหลับตา



ภาพที่ ค.4 ขณะทำการทดสอบแบบ LOS

ภาคผนวก ง

ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparison แบบรายบุคคล



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ผลการวิเคราะห์ผลการทดสอบจากวิธีการ mCTSIB

ตารางที่ ง.1 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ mCTSIB

Subject	Time	N	SS-Adj		SL	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
1	Normal	2	1	A	159.1	A
1	12	2	1	A	160.2	A
1	14	2	0.8	A	162.1	A
1	16	2	2.3	A	158.2	A
1	18	2	1.1	A	157.7	A
1	20	2	1.2	A	161.1	A
1	22	2	1.7	A	164	A
2	Normal	2	2	A	175.2	BC
2	12	2	1.9	A	180.3	BC
2	14	2	0.6	A	209.9	A
2	16	2	0.6	A	169.3	C
2	18	2	0.8	A	185.1	BC
2	20	2	1	A	186.1	B
2	22	2	1.7	A	188.6	B
3	Normal	2	1.1	A	142.8	B
3	12	2	1	A	149.4	AB
3	14	2	0.9	A	151.8	AB
3	16	2	1.2	A	151.6	AB
3	18	2	0.7	A	145.8	AB
3	20	2	1	A	147.7	AB
3	22	2	1.5	A	165.2	A
4	Normal	2	0.8	A	130.6	B
4	12	2	0.9	A	131	B
4	14	2	0.8	A	127.9	B
4	16	2	1	A	132.1	B
4	18	2	1.3	A	145.6	AB
4	20	2	0.9	A	154.9	AB
4	22	2	0.8	A	166.8	A

ตารางที่ ง.1 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ mCTSIB (ต่อ)

Subject	Time	N	SS-Adj		SL	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
5	Normal	2	1.4	A	122.7	B
5	12	2	1.3	A	121	B
5	14	2	1.9	A	125.3	B
5	16	2	1.3	A	131.4	B
5	18	2	1.3	A	136.7	B
5	20	2	2.6	A	161.6	A
5	22	2	2.5	A	168.4	A
6	Normal	2	1.7	A	163.1	A
6	12	2	1.6	A	157.3	A
6	14	2	2.3	A	158.6	A
6	16	2	1.8	A	212.4	A
6	18	2	2.3	A	178.4	A
6	20	2	1.4	A	183.2	A
6	22	2	2.3	A	162.2	A
7	Normal	2	2.3	A	152.9	AB
7	12	2	2	A	150.3	B
7	14	2	2.9	A	171.7	A
7	16	2	2	A	153.4	AB
7	18	2	1.5	A	145.6	B
7	20	2	2	A	153.7	AB
7	22	2	2.5	A	165	AB
8	*	*	*	*	180.9	A
8	*	*	*	*	187.7	A
8	*	*	*	*	172.9	A
8	*	*	*	*	186.4	A
8	*	*	*	*	195.2	A
8	*	*	*	*	182.4	A
8	*	*	*	*	199.9	A

ตารางที่ ง.1 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ mCTSIB (ต่อ)

Subject	Time	N	SS-Adj		SL	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
9	Normal	2	2	A	169.4	AB
9	12	2	1.7	A	177.5	AB
9	14	2	1.3	A	147.2	C
9	16	2	1.6	A	163.4	BC
9	18	2	1.1	A	173.1	AB
9	20	2	1.6	A	175.2	AB
9	22	2	1.4	A	186.6	A
10	Normal	2	0.5	A	160.6	AB
10	12	2	0.8	A	162.7	AB
10	14	2	1.4	A	143.8	B
10	16	2	0.7	A	154.2	AB
10	18	2	3.3	A	150.2	AB
10	20	2	1.9	A	157.6	AB
10	22	2	2.5	A	172.3	A
11	Normal	2	1.4	A	165.7	AB
11	12	2	1	A	159.9	AB
11	14	2	1.9	A	144.2	B
11	16	2	1.6	A	168.7	A
11	18	2	2	A	159.6	AB
11	20	2	1.6	A	160.1	AB
11	22	2	1.7	A	165.6	AB
12	Normal	2	3.6	A	222.5	A
12	12	2	3.5	A	221.3	A
12	14	2	4.6	A	194.7	AB
12	16	2	1.4	A	202.6	AB
12	18	2	1.5	A	190.7	AB
12	20	2	2	A	177.7	B
12	22	2	1.4	A	191.3	AB

ตารางที่ ง.1 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ mCTSIB (ต่อ)

Subject	Time	N	SS-Adj		SL	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
13	Normal	2	2.9	A	197	A
13	12	2	2.3	A	195	AB
13	14	2	1.9	A	174.1	AB
13	16	2	1.2	A	183.9	AB
13	18	2	2.1	A	177.1	AB
13	20	2	4.4	A	154.6	B
13	22	2	2.9	A	173.2	AB
14	Normal	2	1.2	A	163.6	B
14	12	2	1.1	A	162.3	B
14	14	2	0.6	A	156.3	B
14	16	2	0.8	A	158.6	B
14	18	2	1	A	162.7	B
14	20	2	0.6	A	159.2	B
14	22	2	1.5	A	218.6	A
15	Normal	2	2	B	105.7	B
15	12	2	1.8	B	106	B
15	14	2	1.5	B	156.3	A
15	16	2	2.8	AB	102.7	B
15	18	2	2.2	B	103.4	B
15	20	2	5.1	A	100.7	B
15	22	2	1.5	B	118.3	B
16	Normal	2	0.7	A	188.6	A
16	12	2	1	A	184.4	A
16	14	2	1.2	A	177	A
16	16	2	0.7	A	184.9	A
16	18	2	2.3	A	170.3	A
16	20	2	0.9	A	180.8	A
16	22	2	1.6	A	180.7	A

ตารางที่ ง.1 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ mCTSIB (ต่อ)

Subject	Time	N	SS-Adj		SL	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
17	Normal	2	1.7	A	122.3	A
17	12	2	1.7	A	126.2	A
17	14	2	2.3	A	140.6	A
17	16	2	1.7	A	123	A
17	18	2	3.1	A	119.5	A
17	20	2	7.5	A	134.8	A
17	22	2	2.4	A	196.6	A

ผลการวิเคราะห์ผลการทดสอบจากวิธีการ LOS

ตารางที่ ง.2 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ LOS

Subject	Time	N	MVL		EPE	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
1	Normal	2	2.7	A	0.7	A
1	12	2	2.5	A	0.7	A
1	14	2	2.2	A	0.4	A
1	16	2	3.1	A	0.7	A
1	18	2	2.1	A	1	A
1	20	2	2.1	A	0.5	A
1	22	2	2.1	A	1	A
2	Normal	2	2.1	A	0.2	A
2	12	2	2.4	A	0.1	A
2	14	2	2.4	A	0.5	A
2	16	2	2.4	A	0.4	A
2	18	2	2.5	A	0	A
2	20	2	2.4	A	0.2	A
2	22	2	3.7	A	0	A

ตารางที่ ง.2 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ LOS (ต่อ)

Subject	Time	N	MVL		EPE	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
3	Normal	2	2.3	B	0.1	A
3	12	2	2.3	B	0.2	A
3	14	2	2.1	B	0.4	A
3	16	2	4.3	A	0.5	A
3	18	2	2.2	B	0.4	A
3	20	2	2.4	B	0.4	A
3	22	2	2	B	0.2	A
4	Normal	2	2.2	A	0.2	A
4	12	2	2.1	A	0.1	A
4	14	2	2.1	A	0.9	A
4	16	2	2.7	A	1	A
4	18	2	2.2	A	0.2	A
4	20	2	2.3	A	0.5	A
4	22	2	1.8	A	0.5	A
5	Normal	2	2	B	0.6	A
5	12	2	1.9	B	0.6	A
5	14	2	2.3	B	0.5	A
5	16	2	4.5	A	0.7	A
5	18	2	2.1	B	0.2	A
5	20	2	2	B	0.1	A
5	22	2	1.9	B	0.2	A
6	Normal	2	2.3	A	0.7	A
6	12	2	2.3	A	0.5	A
6	14	2	2.5	A	0.1	A
6	16	2	2.7	A	0.6	A
6	18	2	2.5	A	0.3	A
6	20	2	2	A	0	A
6	22	2	2.4	A	0.6	A

ตารางที่ ง.2 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ LOS (ต่อ)

Subject	Time	N	MVL		EPE	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
7	Normal	2	2.2	A	0.5	A
7	12	2	2	A	0.7	A
7	14	2	2.3	A	1	A
7	16	2	1.9	A	0.4	A
7	18	2	2.4	A	0.5	A
7	20	2	2.2	A	0.5	A
7	22	2	2.2	A	0.6	A
8	Normal	2	1.8	A	0.1	A
8	12	2	2.2	A	0.1	A
8	14	2	2	A	0.4	A
8	16	2	3.4	A	0.2	A
8	18	2	4.3	A	0.7	A
8	20	2	2.7	A	0.4	A
8	22	2	2.1	A	1	A
9	Normal	2	2.3	A	0	A
9	12	2	1.9	A	0.2	A
9	14	2	2.6	A	0.1	A
9	16	2	2.5	A	0.1	A
9	18	2	2.4	A	0.7	A
9	20	2	4	A	0.2	A
9	22	2	3.8	A	0.3	A
10	Normal	2	2.6	A	0.6	A
10	12	2	2.5	A	0.5	A
10	14	2	3.3	A	0.9	A
10	16	2	3.1	A	0.4	A
10	18	2	2	A	0.6	A
10	20	2	2.1	A	0.4	A
10	22	2	3	A	0.3	A

ตารางที่ ง.2 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ LOS (ต่อ)

Subject	Time	N	MVL		EPE	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
11	Normal	2	2.1	A	0.1	A
11	12	2	2	A	0.1	A
11	14	2	2.7	A	0.3	A
11	16	2	1.9	A	0.5	A
11	18	2	2.4	A	0.6	A
11	20	2	2.2	A	0.3	A
11	22	2	2.8	A	0.3	A
12	Normal	2	2.7	A	0.6	A
12	12	2	3	A	0.7	A
12	14	2	2	A	0.2	A
12	16	2	2.1	A	0.5	A
12	18	2	2	A	0.1	A
12	20	2	2.8	A	0.3	A
12	22	2	3	A	0.9	A
13	Normal	2	2.8	A	0.5	A
13	12	2	2.4	A	0.5	A
13	14	2	2.2	A	0	A
13	16	2	2.2	A	0	A
13	18	2	2.2	A	0.5	A
13	20	2	2.1	A	0.3	A
13	22	2	2.7	A	0.6	A
14	Normal	2	1.9	A	0.3	A
14	12	2	2	A	0.1	A
14	14	2	2.2	A	0.6	A
14	16	2	2	A	0.4	A
14	18	2	2.1	A	0.2	A
14	20	2	2.6	A	0.1	A
14	22	2	2.2	A	0.4	A

ตารางที่ ง.2 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ LOS (ต่อ)

Subject	Time	N	MVL		EPE	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
15	Normal	2	1.6	A	0.7	A
15	12	2	1.5	A	0.6	A
15	14	2	1.8	A	0.7	A
15	16	2	1.6	A	0.9	A
15	18	2	1.5	A	0.8	A
15	20	2	1.6	A	0.5	A
15	22	2	1.7	A	1	A
16	Normal	2	2.2	A	0.8	A
16	12	2	2.6	A	0.8	A
16	14	2	2.6	A	0.6	A
16	16	2	2.2	A	0.1	A
16	18	2	2.3	A	0.9	A
16	20	2	2.2	A	0.1	A
16	22	2	2.4	A	0.2	A
17	Normal	2	2	A	0.3	A
17	12	2	2.1	A	0.1	A
17	14	2	1.9	A	0.2	A
17	16	2	2.2	A	0.2	A
17	18	2	2.4	A	0.5	A
17	20	2	2.1	A	0.1	A
17	22	2	2.6	A	0	A

ผลการวิเคราะห์ผลการทดสอบจากวิธีการ Fitts' Performance Test

ตารางที่ ง.3 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ Fitts

Subject	Time	N	IP		Y-Intercept	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
1	Normal	4	1.4	A	-0.5	A
1	12	4	1.4	A	-0.2	A
1	14	4	1.6	A	0.1	A
1	16	4	1.2	A	-0.7	A
1	18	4	1	A	-0.6	A
1	20	4	1.6	A	-0.5	A
1	22	4	0.7	A	-2.4	B
2	Normal	4	2.8	AB	-0.2	AB
2	12	4	2.9	AB	-0.1	AB
2	14	4	2.7	AB	0.3	A
2	16	4	3.1	A	0.2	AB
2	18	4	1.6	AB	-0.4	ABC
2	20	4	1.1	AB	-1.2	BC
2	22	4	0.9	B	-1.8	C
3	Normal	4	2.5	A	0.9	A
3	12	4	2.4	AB	0.6	A
3	14	4	1.9	BC	0.2	AB
3	16	4	1.6	CD	-0.2	B
3	18	4	1.3	CDE	-1.2	C
3	20	4	1.1	DE	-1.2	C
3	22	4	0.8	E	-2	C
4	Normal	4	3.3	A	0.2	A
4	12	4	3.2	A	0.3	A
4	14	4	2.1	AB	-0.2	AB
4	16	4	1.8	AB	-0.1	AB
4	18	4	2	AB	-0.3	AB
4	20	4	1.4	AB	-1	B
4	22	4	0.8	B	-2.1	C

ตารางที่ ง.3 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ Fitts (ต่อ)

Subject	Time	N	IP		Y-Intercept	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
5	Normal	4	1.8	A	-0.1	A
5	12	4	1.8	A	-0.1	A
5	14	4	2.2	A	-0.2	AB
5	16	4	1.5	A	-0.8	BC
5	18	4	1.9	A	-0.8	BC
5	20	4	1.8	A	-0.8	BC
5	22	4	1.4	A	-1.3	C
6	Normal	4	1.3	A	-1	A
6	12	4	1.2	A	-1.1	A
6	14	4	1.8	A	-0.4	A
6	16	4	1.8	A	-0.5	A
6	18	4	1.5	A	-0.9	A
6	20	4	1.6	A	-1	A
6	22	4	1.2	A	-1.5	A
7	Normal	4	1.6	AB	0.1	A
7	12	4	1.5	AB	-0.2	A
7	14	4	1.9	AB	-0.5	A
7	16	4	1.5	AB	-0.4	A
7	18	4	2	A	-0.3	A
7	20	4	1.1	AB	-1.4	B
7	22	4	0.9	B	-2	B
8	Normal	4	1.3	AB	-0.4	A
8	12	4	1.5	AB	-0.4	A
8	14	4	1.8	A	-0.7	A
8	16	4	1.4	AB	-0.7	A
8	18	4	1.7	AB	-0.4	A
8	20	4	1.1	AB	-1.1	AB
8	22	4	0.7	B	-2	B

ตารางที่ ง.3 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ Fitts (ต่อ)

Subject	Time	N	IP		Y-Intercept	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
9	Normal	4	1.7	A	-0.2	A
9	12	4	1.6	A	-0.2	A
9	14	4	1	A	-2.1	B
9	16	4	1.5	A	-0.8	AB
9	18	4	1.5	A	-1.1	AB
9	20	4	1.3	A	-1.4	AB
9	22	4	1.2	A	-1.7	B
10	Normal	4	1.5	A	-0.3	A
10	12	4	1.5	A	-0.5	AB
10	14	4	1.7	A	-0.7	AB
10	16	4	1.6	A	-0.6	AB
10	18	4	1	A	-1.5	BC
10	20	4	1	A	-1.6	BC
10	22	4	0.9	A	-2.2	C
11	Normal	4	1.8	AB	-0.2	A
11	12	4	1.8	AB	-0.3	A
11	14	4	2.2	A	-0.6	AB
11	16	4	1.9	AB	-0.5	AB
11	18	4	1.4	AB	-0.7	AB
11	20	4	1.2	B	-1.3	BC
11	22	4	1.1	B	-1.6	C
12	Normal	4	1.7	A	-0.6	AB
12	12	4	1.6	A	-0.6	AB
12	14	4	1.7	A	-0.5	A
12	16	4	1.5	A	-0.8	AB
12	18	4	1.3	A	-0.9	AB
12	20	4	1.3	A	-0.9	AB
12	22	4	1.3	A	-1.4	B

ตารางที่ ๓.3 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ Fitts (ต่อ)

Subject	Time	N	IP		Y-Intercept	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
13	Normal	4	1.5	AB	-0.5	A
13	12	4	1.6	AB	-0.5	A
13	14	4	1.8	A	-0.2	A
13	16	4	1.3	AB	-0.7	A
13	18	4	1.2	BC	-1.1	A
13	20	4	1.3	BC	-1	A
13	22	4	0.8	C	-2.3	B
14	Normal	4	1.7	A	-0.4	A
14	12	4	1.8	A	-0.3	A
14	14	4	1.8	A	0	A
14	16	4	1.5	AB	-0.8	AB
14	18	4	1.4	AB	-0.6	AB
14	20	4	1.4	AB	-0.8	AB
14	22	4	1	B	-1.7	B
15	Normal	4	3.2	A	0.3	A
15	12	4	3.3	A	0.2	A
15	14	4	1.9	B	-0.4	AB
15	16	4	1.5	B	-0.9	BC
15	18	4	1.4	B	-1.2	BC
15	20	4	1.2	B	-1.6	C
15	22	4	1	B	-1.8	C
16	Normal	4	1.8	A	-0.6	A
16	12	4	1.7	A	-0.4	A
16	14	4	1.8	A	-0.5	A
16	16	4	1.3	AB	-1.1	AB
16	18	4	1.1	AB	-1.3	ABC
16	20	4	0.9	B	-2	BC
16	22	4	0.8	B	-2.2	C

ตารางที่ ง.3 ผลการวิเคราะห์ Pairwise Comparisons รายบุคคลจากวิธีการทดสอบ Fitts (ต่อ)

Subject	Time	N	IP		Y-Intercept	
			Mean	Grouping	Mean	Grouping
17	Normal	4	2.2	A	-0.4	A
17	12	4	2.1	A	-0.4	A
17	14	4	2	AB	-0.6	A
17	16	4	1.8	AB	-0.7	AB
17	18	4	1.5	BC	-1.1	BC
17	20	4	1.4	BC	-1.1	BC
17	22	4	1.2	C	-1.5	C



ดัชนี

ภาษาไทย

ก

การทรงตัว

การนอนหลับ

การบูรณาการความรู้สึกนำเข้า (Integration of inputs)

การมองเห็น (Visual)

การรับความรู้สึก (Sensory input)

การรับรู้อากัปกริยา (Proprioceptive input)

การแสดงออกเพื่อควบคุมร่างกาย (Motor output)

ค

ความดันโลหิต

ความดันโลหิตต่ำ (Hypotension)

ความดันโลหิตสูง (Hypertension)

ความมั่นคงของการยืน (Standing steadiness)

เครื่องวัดความดัน (Sphygmomanometer)

จ

จุดศูนย์กลางความดัน (Center of pressure: COP)

จุดศูนย์กลางมวล (Center of mass: COM)

จุดศูนย์ถ่วง (Center of Gravity: COG)

ช

ชีพจร

ฐ

ฐานการทรงตัว (Base of support)

ด

ดัชนีความยากง่ายของงาน (Index of difficulty: ID)

ผ

แผ่นตรวจวัดแรง (Force platform)

ม

มุมและระยะการมอง

เม็ดเลือดแดงที่มีออกซิเจน (Oxyhaemoglobin, oxyHb)

ร

ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหว (Motion capture system)

ส

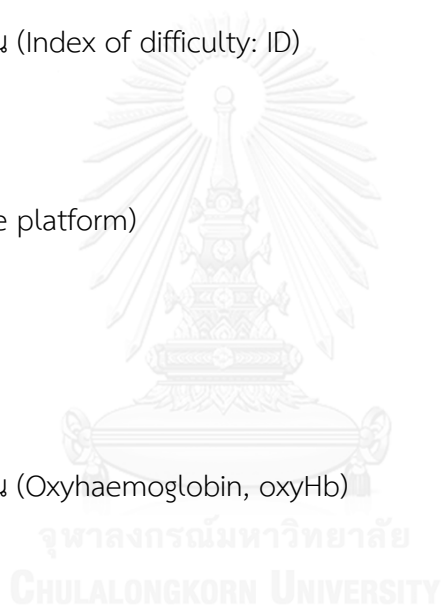
สมรรถนะ

ท

หูฟัง (Stethoscope)

อ

อดนอน



ภาษาอังกฤษ

Directional control (DCL)

Endpoint excursion (EPE)

Fitts' law

Korotkoff sound

Limits of stability (LOS)

Maximum excursion (MXE)

Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB)

Movement velocity (MVL)

Romberg's test

Statokinesigram length (SL)

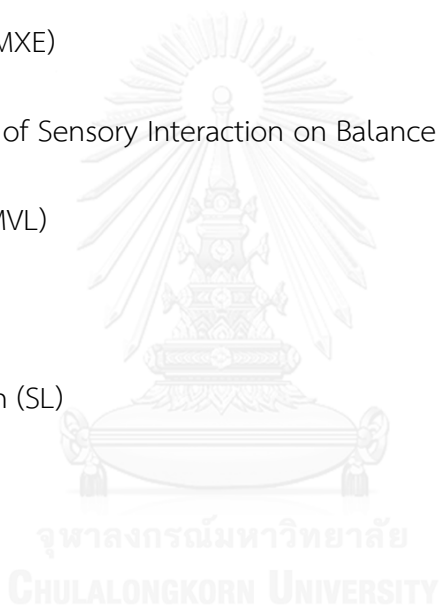
Support surface (SS)

Vestibular system

Vestibulo-ocular reflex

Wii Balance Board (WBB)

WiiFit



ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายวีรเกียรติ พันธุมะโอภาส เกิดเมื่อวันที่ 7 พฤศจิกายน พุทธศักราช 2530 เป็นชาว จังหวัดมุกดาหาร จบการศึกษาชั้นมัธยมศึกษาตอนต้นจากโรงเรียนจุฬารัตน์ราชวิทยาลัย มุกดาหาร จังหวัดมุกดาหาร จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อและสำเร็จการศึกษาชั้นมัธยมศึกษาตอนปลาย จากโรงเรียนมหิตลวิทยานุสรณ์ จังหวัดนครปฐม ในการศึกษาในระดับปริญญาตรีได้สำเร็จการศึกษา ในสาขาวิศวกรรมเครื่องกลจากสถาบันเทคโนโลยีนานาชาติสิรินธร มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ปัจจุบันทำงานในตำแหน่งวิศวกรฝ่ายวางแผนคุณภาพ บริษัท โตโยต้า มอเตอร์ เอเชียแปซิฟิก เอ็นจิเนียริงแอนด์แมนูเฟคเจอร์ริง จำกัด อำเภอบางบ่อ จังหวัดสมุทรปราการ



