

การนำทางการเคลื่อนที่หนึ่งของศาสตริสระของแขนโดยใช้การป้อนกลับด้วยการสัมผัสเทือนชนิดสัมผัส



นายพงศธร ศรีอำพล

สถาบันวิทยบริการ

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

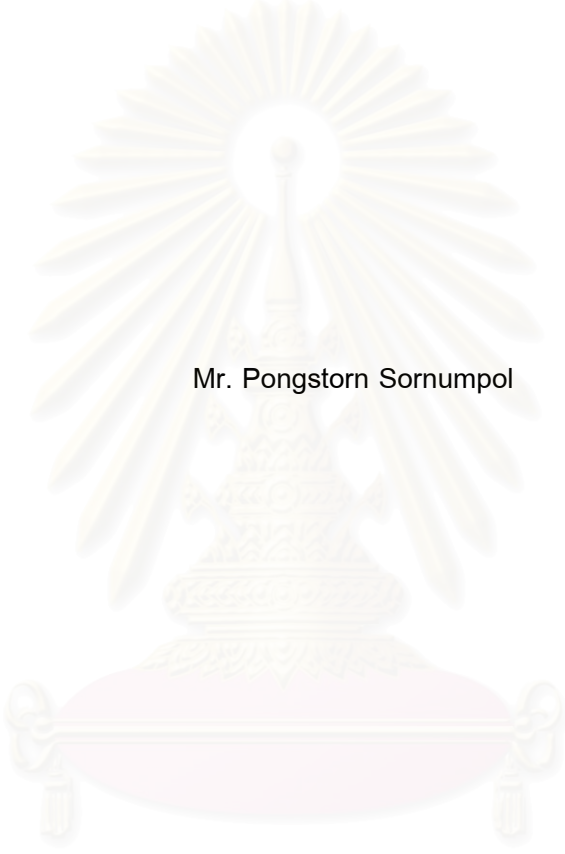
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2547

ISBN 974-17-7078-2

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ONE-DOF ARM MOVEMENT GUIDANCE USING VIBROTACTILE FEEDBACK



Mr. Pongstorn Sornumpol

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering in Mechanical Engineering
Department of Mechanical Engineering

Faculty of Engineering
Chulalongkorn University

Academic Year 2004

ISBN 974-17-7078-2

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การนำทางการเคลื่อนที่หนึ่งองศาอิสระของแขนโดยใช้การ
	ป้อนกลับด้วยการสัมผัสเทือนชนิดสัมผัส
โดย	นายพงศธร ศรอำพล
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษา	อาจารย์ ดร.ศุภวุฒิ จันทร์านุวัฒน์

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.ดิเรก ลาวัณย์ศิริ)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.อติ บุญจิตราดุลย์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(อาจารย์ ดร.ศุภวุฒิ จันทร์านุวัฒน์)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รัชทิน จันทร์เจริญ)

..... กรรมการ
(อาจารย์ ดร.วิทยา วัฒนสุโกประสิทธิ์)

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พงศธร ศรอำพล : การนำทางการเคลื่อนที่หนึ่งองศาอิสระของแขนโดยใช้การ
ป้อนกลับด้วยการสัมผัสเหมือนชนิดสัมผัส (ONE-DOF ARM MOVEMENT
GUIDANCE USING VIBROTACTILE FEEDBACK)

อ. ที่ปรึกษา : อ.ดร. ศุภวุฒิ จันทรานูวัฒน์ 102 หน้า. ISBN 974-17-7078-2

ปัญหาที่สำคัญของผู้พิการทางสายตา คือการขาดข้อมูลของสภาพแวดล้อมรอบตัว
ผ่านทางประสาทสัมผัสด้านการมองเห็น สัญญาณสัมผัสที่กระทำต่อผิวหนังเป็นทางเลือก
หนึ่งที่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการให้ข้อมูลเพื่อแนะนำการเคลื่อนที่ของผู้พิการทางสายตา
เนื่องจากอัตราการรับข้อมูลผ่านทางประสาทสัมผัสของผิวหนังมีข้อจำกัด ดังนั้นการส่ง
ข้อมูลเพื่อแนะนำการเคลื่อนที่ ควรเป็นข้อมูลที่มีปริมาณน้อยและง่ายต่อการเข้าใจ

งานวิจัยนี้นำเสนอการใช้สัญญาณสัมผัสเหมือนชนิดสัมผัสสำหรับแนะนำการเคลื่อนที่
ของแขนในหนึ่งองศาอิสระโดยใช้ทฤษฎีควบคุมแบบป้อนกลับ แบบจำลองการตอบสนองต่อ
การเคลื่อนที่ของแขนในหนึ่งองศาอิสระที่มีต่อสัญญาณสัมผัสถูกสร้างขึ้นจากผลตอบสนองเชิง
ความถี่ของผู้ทดลองที่มีสายตาปกติสิบท่าน ตัวกระตุ้นที่ใช้สำหรับแนะนำการเคลื่อนที่ ให้
ความถี่ได้ถึง 50 เฮิรตซ์ และกำหนดให้ผู้ทดลองใช้เวลาในการเรียนรู้โดยใช้ระบบแนะนำเชิง
สัดส่วนในการเคลื่อนที่จากตำแหน่งอ้างอิงหนึ่งไปอีกตำแหน่งหนึ่ง แบบจำลองการตอบสนอง
ของแต่ละบุคคลสามารถประมาณได้ด้วยฟังก์ชันถ่ายโอนที่ประกอบด้วยผลคูณของ ค่าเกน,
อินทิเกรเตอร์ และเวลาประวิง ค่าเกนและเวลาประวิงของแต่ละบุคคลมีค่าไม่เท่ากันและยัง
สามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามเวลา ค่าต่าง ๆ จากการทดลองนี้ถูกนำมาออกแบบระบบแนะนำ
แบบป้อนกลับ ซึ่งพบว่า ระบบแนะนำแบบป้อนกลับที่เหมาะสม สำหรับแนะนำให้แขน
เคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่ต้องการหรือเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดได้อย่างรวดเร็วและถูกต้อง
คือระบบแนะนำพีดีร่วมกับเดดโซน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล ลายมือชื่อนิสิต
สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2547

4470418721 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEY WORD: VIBROTACTILE / GUIDANCE / BLIND / HUMAN MODEL

PONGSTORN SORNUMPOL: ONE-DOF ARM MOVEMENT GUIDANCE USING
VIBROTACTILE FEEDBACK. THESIS ADVISOR :
SUPAVUT CHANTRANUWATHANA, Ph.D., 102 pp. ISBN 974-17-7078-2

The most serious problem for visually impaired persons is the lack of surrounding information. Vibrotactile signal applying to skin is an alternative solution which could supply them with necessary data to overcome this difficulty. However, since sensing bandwidth of the skin is restrictive in receiving information, it is more practical to use a small amount of simple data which is also easy to understand for this purpose.

This research illustrated a feedback control method of one-dof arm movement guidance using a vibrotactile actuator. A mathematical model corresponding to arm movement in response to vibrotactile signal was created from frequency responses of 10 subjects with normal vision. The vibrotactile actuator is capable of producing up to 50 Hz signal. The subjects were given a learning period by using a closed loop P-controller to guide the arm from one reference position to another. The responses were estimated using a transfer function containing a gain, an integrator, and a time delay. However, the values of the gain and the time-delay for each individual are not consistent and vary with time. The model was constructed to design a feedback guidance system. It was found that a PD guidance system combined with a dead zone is appropriate for guiding arm movements to the desired locations with accuracy in a short period of time.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Department Mechanical Engineering Student's signature _____
Field of study Mechanical Engineering Advisor's signature _____
Academic year 2004

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยความช่วยเหลืออย่างดียิ่งของ อ.ดร.ศุภวุฒิ จันทร์านุวัฒน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านได้กรุณาสละเวลาอันมีค่าของท่านเพื่อให้คำแนะนำปรึกษาด้านการควบคุม วิธีการเขียน และคำแนะนำต่างๆ พร้อมทั้งจัดหาทุนและอุปกรณ์ที่ใช้ในการทำวิทยานิพนธ์นี้มาให้โดยตลอด ขอขอบคุณบัณฑิตวิทยาลัยที่ได้ให้ทุนอุดหนุนการวิจัยวิทยานิพนธ์ และวิทยานิพนธ์นี้คงจะไม่มีทางประสบผลสำเร็จลงได้ ถ้าหากขาดความช่วยเหลือจาก บิดา มารดา ในทุกๆ ด้านไม่ว่าจะเป็นด้านเงินทุน คำแนะนำ รวมทั้งกำลังใจและความห่วงใยที่มีให้เสมอมา ในที่นี้ผู้วิจัยจึงใคร่ขอขอบพระคุณอาจารย์ รศ.ดร.อติ บุญจิตราดุลย์ ผศ.ดร.รัชทิน จันท์เจริญ และ อ.ดร.วิทยา วัฒนสุขโกประสิทธิ์ สำหรับทุนวิจัย อุปกรณ์ที่ใช้ในการทำวิทยานิพนธ์และคำแนะนำต่างๆ และขอขอบคุณสำหรับทุกๆ ท่านที่อยู่แวดล้อมผู้วิจัยไม่ว่าจะเป็นคณาจารย์ผู้ทรงคุณวุฒิที่ถ่ายทอดความรู้ รวมไปถึงเพื่อนนักศึกษา รุ่นพี่ รุ่นน้อง ทั้งในระดับปริญญาตรี ปริญญาโท ปริญญาเอก แม่บ้าน และเจ้าหน้าที่เทคนิค ที่ได้ให้ข้อมูลผลการทดลอง ข้อคิดเห็นแนะนำและความช่วยเหลือต่างๆ พร้อมทั้งยังได้ให้กำลังใจที่ดี แก่กันเสมอมา และสุดท้ายขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์สำหรับรางวัลภาพโปสเตอร์ดีเด่นในงานสัมมนาคณะวิศวกรรมศาสตร์ ซึ่งผู้เขียนได้แนบภาพโปสเตอร์อยู่ในภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย.....	1
1.2 ปัญหาและที่มาของงานวิจัย.....	2
1.3 วัตถุประสงค์.....	3
1.4 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์.....	3
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน.....	3
1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ.....	4
บทที่ 2 งานวิจัยที่ผ่านมา.....	5
2.1 ระบบประสาทด้านสัมผัส.....	5
2.2 อุปกรณ์ส่งสัญญาณผ่านผิวหนัง.....	7
2.2.1 ไมโครเวฟ.....	8
2.2.2 เพียโซอิเล็กทริกฟิล์มไบโอมอร์ฟ.....	8
2.2.3 มอเตอร์กระแสตรง.....	9
2.2.4 โซลินอยด์.....	10
2.2.5 อิเล็กโตรด.....	11
2.3. การส่งสัญญาณผ่านผิวหนัง.....	12
2.3.1 การใช้สัญญาณความถี่แบบสุ่ม.....	12
2.3.2 ฟังก์ชันของความถี่และความกว้างพัลส์.....	13
2.3.3 ระดับกระตุ้นต่ำสุดของการสัมผัส.....	13
2.3.4 การใช้สัญญาณแบบกวดและแบบสั้น.....	15
2.3.5 การสื่อสารด้วยตัวกระตุ้นสัมผัส.....	15
2.4 คุณลักษณะพื้นฐานของมนุษย์.....	16

บทที่ 3 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์.....	18
3.1 ระบบแนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ.....	18
3.1.1 สัญญาณความถี่.....	19
3.1.2 ตัวกระตุ้นสั้นสะท้อนชนิดสัมผัส.....	22
3.2 การตอบสนองเชิงความถี่.....	23
3.3 การทดลอง.....	25
3.4 ผลการทดลอง.....	30
3.4.1 ผลการทดลองที่ 1 ผลตอบสนองเชิงขั้น.....	30
3.4.2 ผลการทดลองที่ 2 ผลตอบสนองเชิงความถี่.....	35
3.4.3 ผลการตอบสนองเชิงความถี่โดยใช้อินพุตไซน์สวิตช์.....	38
3.5 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์.....	40
3.6 สรุป.....	50
บทที่ 4 ระบบแนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ.....	52
4.1 การปรับค่าเกณฑ์.....	52
4.2 ระบบแนะนำเปิดปิด.....	56
4.2.1 แผนภาพการจำลองและทดลองระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดโซน.....	57
4.2.2 ผลการจำลองและผลการทดลองการตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำ เปิดปิด.....	59
4.2.3 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำ เปิดปิด.....	61
4.3 ระบบแนะนำพีไอดีและระบบแนะนำพีดี.....	69
4.3.1 แผนภาพการจำลองและทดลองระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดโซน.....	70
4.3.2 ผลการจำลองและผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำ พีไอดี.....	72
4.3.3 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำ พีไอดีร่วมกับเดดโซน.....	74
4.3.4 ผลการจำลองและผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำพีดี ร่วมกับเดดโซน.....	75

4.3.5 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำ	
พีดี้.....	77
4.4 สรุปผลการออกแบบระบบแนะนำ.....	78
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย ประโยชน์ที่ได้รับ และข้อเสนอแนะ.....	80
รายการอ้างอิง.....	83
ภาคผนวก.....	85
ภาคผนวก ก. อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย.....	86
ภาคผนวก ข. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์.....	89
ภาคผนวก ค. ภาพโปสเตอร์.....	100
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	102

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 ความสามารถในการแยกความแตกต่างของจุด 2 จุดบนผิวหนัง.....	7
ตารางที่ 2.2 ช่วงจำกัดของแบนด์วิทสำหรับประสาทสัมผัสทั้งสาม.....	7
ตารางที่ 3.1 คุณลักษณะของผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองทั้งสิบคน.....	32
ตารางที่ 3.2 คุณลักษณะของผลตอบสนองเชิงชั้นเมื่อเวลาต่างกัน 6 เดือน.....	34
ตารางที่ 3.3 ค่าการเปลี่ยนแปลงของผลตอบสนองเชิงชั้นที่ต่างเวลา.....	34
ตารางที่ 3.4 ค่าความชันของแอมพลิจูด ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง และ ค่าอัตราส่วนระหว่างเอาร์ทพุตและอินพุต และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับ กับเส้นตรงที่มีความชัน -20 dB/decade ของผู้ทดลองทั้งสิบคน.....	46
ตารางที่ 3.5 เวลาประวิงซึ่งได้จากการคำนวณเฟสในการตอบสนองเชิงความถี่ (D1), เวลาประวิง ซึ่งวัดจากการทดลองมุมอ้างอิงต่างๆ (D2) และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูล (RMSE).....	47
ตารางที่ 3.6 ค่าเกณฑ์และเวลาประวิงของผู้ทดลองสิบคนจากผลการทดลองไชนส์วี่ป.....	49
ตารางที่ 4.1 การจูนด้วยกฎของซิกเลอร์-นิโคลส์ โดยใช้ K_{cr} และ P_{cr}	65

สารบัญญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 2.1 ตำแหน่งและลักษณะเส้นประสาทใต้ผิวหนัง.....	6
รูปที่ 2.2 ออปตาคอน.....	8
รูปที่ 2.3 มอเตอร์กระแสตรงถูกนำมาใช้ในการแสดงผลด้วยการสัมผัส.....	9
รูปที่ 2.4 เครื่องฝากถอนเงินซึ่งแสดงผลด้วยการสัมผัส.....	9
รูปที่ 2.5 การให้ข้อมูลด้วยแรงสั่นสะเทือนของมอเตอร์กระแสตรง.....	10
รูปที่ 2.6 การแสดงอักษรเบรลล์ 6 จุดด้วยโซลินอยด์.....	10
รูปที่ 2.7 ภาพจุด 400 จุดแสดงใบหน้าของสตรี ซึ่งเป็นข้อมูลสั้นส่งให้แก่ผิวหนัง.....	11
รูปที่ 2.8 การให้ข้อมูลด้วยแรงสั่นสะเทือนของโซลินอยด์.....	11
รูปที่ 2.8 อิเล็กโตรดอาร์เรย์.....	12
รูปที่ 2.9 การสร้างคลื่นพัลส์ชั่วขณะร่วมกับเวลาพักพื้น.....	13
รูปที่ 2.10 อุปกรณ์กำเนิดแรงสั่นสะเทือนทรงกระบอก.....	14
รูปที่ 2.11 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของการสั่นกับแอมพลิจูดของระยะขจัดต่ำสุด.....	14
รูปที่ 2.12 อัตราเปรียบเทียบการแยกความแตกต่างสัญญาณจากมอเตอร์และโซลินอยด์.....	15
รูปที่ 2.13 สามตัวอย่างแสดงความละเอียดของอาร์เรย์ ขนาดของชิ้นส่วน และระยะห่างระหว่างชิ้นส่วน.....	16
รูปที่ 2.14 อัตราการรับและส่งข้อมูลสำหรับรูปแบบอาร์เรย์ต่างๆ.....	16
รูปที่ 3.1 สัญญาณความถี่ไซน์ที่ความถี่ 0.5 เฮิรตซ์.....	18
รูปที่ 3.2 สัญญาณที่ส่งไปให้แขนเป็นลักษณะสัญญาณพัลส์วิทโมดูลेट.....	19
รูปที่ 3.3 ตัวกระตุ้นสัมผัส.....	20
รูปที่ 3.4 ระบบแนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระด้วยตัวกระตุ้นแบบสัมผัส.....	20
รูปที่ 3.5 แผนภาพบล็อกการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้น.....	23
รูปที่ 3.6 แผนภาพบล็อกการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่แบบวงเปิด.....	24
รูปที่ 3.7 แผนภาพการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่.....	25
รูปที่ 3.8 แผนภูมิการไหลของโปรแกรม.....	26
รูปที่ 3.9 ภาพแสดงผู้ทดลองขณะทำการทดลอง.....	26
รูปที่ 3.10 ผลการทดลองที่ 1 ผลตอบสนองเชิงชั้น.....	27
รูปที่ 3.11 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่ไม่เข้าสู่เสถียรภาพ.....	28
รูปที่ 3.12 ผลการทดลองของผู้ทดลองที่ช่วงเวลาต่างกันซึ่งมีลักษณะคล้ายกัน.....	30
รูปที่ 3.13 ผลการทดลองของผู้ทดลองที่ช่วงเวลาต่างกันซึ่งมีลักษณะแตกต่างกัน.....	30
รูปที่ 3.14 ค่าการเปลี่ยนแปลงสัมบูรณ์ของเวลาขึ้น เวลาเข้าที่ และเวลาประวิง.....	31

รูปที่ 3.15 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ที่ความถี่ 0.5 เฮิรตซ์.....	32
รูปที่ 3.16 ผู้ทดลองเคลื่อนแขนอาศัยการคาดเดาล่วงหน้าร่วมกับการสัมผัสผ้า.....	33
รูปที่ 3.17 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ที่ความถี่ 1.1 เฮิรตซ์.....	34
รูปที่ 3.18 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ที่ความถี่ 1.5 เฮิรตซ์.....	35
รูปที่ 3.19 ค่าพารามิเตอร์อินพุตคือ มุม ความถี่ และอัตราการสวี่ปเชิงเส้นเทียบกับเวลา.....	36
รูปที่ 3.20 ผลการทดลองไซน์สวี่ป.....	36
รูปที่ 3.21 แอมพลิจูดของความถี่ที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็วที่ความถี่ต่างๆ.....	38
รูปที่ 3.22 การเลื่อนของเฟสที่ความถี่ต่างๆ ที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว.....	39
รูปที่ 3.23 แผนภาพโบดีของผู้ทดลองสิบคนและเส้นตัวแทนของค่าเกนและเฟส.....	40
รูปที่ 3.24 แผนภาพโบดีของผู้ทดลองกลุ่มเดิมที่ต่างเวลา.....	40
รูปที่ 3.25 แผนภาพโบดีจากการทดลองไซน์สวี่ป.....	44
รูปที่ 3.26 ค่าสัมบูรณ์ของผลต่างของค่าแมกนิจูดจากการทดลองที่ต่างเวลา.....	45
รูปที่ 3.27 ค่าสัมบูรณ์ของผลต่างของค่าเฟสจากการทดลองที่ต่างเวลา.....	46
รูปที่ 4.1 แผนภาพในควิสต์สำหรับระบบที่มีเวลาประวิง 0.26 วินาที.....	49
รูปที่ 4.2 ค่าเกน K มากที่สุดที่ระบบยังมีเสถียรภาพ.....	50
รูปที่ 4.3 การปรับค่าเกนโดยใช้แผนภาพโบดี.....	51
รูปที่ 4.4 ผลจำลองผลตอบสนองเชิงชั้นของการเคลื่อนแขนที่ค่าเกนและเวลาประวิงต่างๆ.....	52
รูปที่ 4.5 อินพุตและเอาต์พุตของระบบแนะนำเปิดปิด.....	53
รูปที่ 4.6 แผนภาพแสดงการจำลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับ เดดไชน.....	54
รูปที่ 4.7 แผนภาพการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับ เดดไชน.....	54
รูปที่ 4.8 แผนภาพแสดงการจำลองผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำ เปิดปิดร่วมกับเดดไชน.....	54
รูปที่ 4.9 แผนภาพแสดงการทดลองผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำเปิดปิด ร่วมกับเดดไชน.....	54
รูปที่ 4.10 ผลตอบสนองเชิงชั้นของแบบจำลองและผู้ทดลอง.....	55
รูปที่ 4.11 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนมากและมีเวลาประวิงน้อย.....	56
รูปที่ 4.12 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยและมีเวลาประวิงมาก.....	56
รูปที่ 4.13 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=1.55$, $T_d=0.26$	57
รูปที่ 4.14 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=1.325$, $T_d=0.29$	58

รูปที่ 4.15 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=1.55, T_d=0.26$	59
รูปที่ 4.16 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=1.325, T_d=0.29$	59
รูปที่ 4.17 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=3, T_d=0.20$ กำหนด $\varepsilon = 3$	60
รูปที่ 4.18 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=3, T_d=0.20$ กำหนด $\varepsilon = 3$	60
รูปที่ 4.19 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=3, T_d=0.20$ กำหนด $\varepsilon = 5$	61
รูปที่ 4.20 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=3, T_d=0.20$ กำหนด $\varepsilon = 5$	61
รูปที่ 4.21 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=0.7, T_d=0.415$ กำหนด $\varepsilon = 3$	62
รูปที่ 4.22 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=0.7, T_d=0.415$ กำหนด $\varepsilon = 3$	62
รูปที่ 4.23 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=0.7, T_d=0.415$ กำหนด $\varepsilon = 5$	63
รูปที่ 4.24 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=0.7, T_d=0.415$ กำหนด $\varepsilon = 5$	63
รูปที่ 4.25 ผลตอบสนองเชิงชั้นด้วยวิธีของซิกเลอร์-นิโคล และวิธีของไทรอูส-ไลเบน.....	66
รูปที่ 4.26 แผนภาพแสดงการจำลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับ เดดโซน.....	66
รูปที่ 4.27 แผนภาพผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับ เดดโซน.....	67
รูปที่ 4.28 แผนภาพการจำลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับ เดดโซน.....	67
รูปที่ 4.29 แผนภาพการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับ เดดโซน.....	67
รูปที่ 4.30 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองซึ่งมีค่าเวลาประวิง 0.26 วินาที และค่าเกน $K=1.55$ โดยใช้ $K_p=1.77, K_i=0.77, K_d=0.29$	68
รูปที่ 4.31 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์.....	69
รูปที่ 4.32 ค่าผิดพลาดและข้อมูลความถี่ของรูปที่ 4.31.....	69
รูปที่ 4.33 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนเฉลี่ยและมีเวลาประวิงเฉลี่ย.....	70
รูปที่ 4.34 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนมากและมีเวลาประวิงน้อย.....	70
รูปที่ 4.35 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยและมีเวลาประวิงมาก.....	71
รูปที่ 4.36 ผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลองที่มีค่าเกนเฉลี่ยและมีเวลาประวิงเฉลี่ย	72
รูปที่ 4.37 ผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยและมีเวลาประวิงมาก	72
รูปที่ 4.38 ผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลองที่มีค่าเกนมากและมีเวลาประวิงน้อย	73

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของงานวิจัย

ในปัจจุบันประเทศไทยมีประชากรทั้งหมดกว่า 60 ล้านคน ในจำนวนนั้นมีผู้พิการทางสายตาคิดเป็นร้อยละ 0.03 หรือเกือบ 2 แสนคน ในทัศนคติของคนจำนวนมากซึ่งหมายรวมถึงผู้พิการทางสายตาเองเห็นว่าความพิการทางสายตาเป็นอุปสรรคที่สำคัญอย่างหนึ่งของการใช้ชีวิต และเป็นเหตุให้เกิดความไม่มั่นใจที่จะทำกิจกรรมร่วมกับสังคม เพื่อพัฒนาศักยภาพของตนเอง ทำให้ต้องพลาดโอกาสที่ดีในชีวิตไป แต่ปัญหาที่แท้จริงของผู้พิการทางสายตา[1] คือความเข้าใจหรือทัศนคติที่ไม่ถูกต้องของคนจำนวนมากซึ่งรวมถึงผู้พิการทางสายตา และการขาดข้อมูลที่มีอยู่ของสิ่งแวดล้อมรอบตัวผ่านประสาทสัมผัสทางการมองเห็น หากผู้พิการทางสายตาได้รับการศึกษาฝึกอบรมอย่างถูกต้อง และถ้าเราทุกคนยอมรับความจริงในข้อจำกัดนี้แล้วพยายามแก้ไขปัญหาด้วยการประยุกต์ใช้อุปกรณ์ หรือทางเลือกอื่นๆ เพื่อให้ได้รับข้อมูลสภาพแวดล้อมที่มีอยู่รอบตัวอย่างเพียงพอ เช่นผู้พิการทางสายตาจะไม่มีปัญหาในการอ่านหรือเขียนหนังสือเมื่อได้รับการศึกษาอักษรเบรลล์ ย่อมจะยังให้เกิดสังคมที่มีความเท่าเทียมกันทางโอกาสในที่สุด

การขาดข้อมูลของสิ่งแวดล้อมรอบตัว สามารถถูกชดเชย (การชดเชยไม่ใช่การแทนที่) ด้วยการฟังอุปกรณ์หรือทางเลือกอื่น ผู้พิการทางสายตาต้องพึ่งเทคนิคการรับข้อมูลผ่านทางเลือกอื่น เพื่อที่จะสามารถทำสิ่งต่างๆ ได้เช่นเดียวกับคนสายตาปกติ โดยทางเลือกอื่นไม่ควรจะด้อยกว่าการรับข้อมูลผ่านดวงตา

เครื่องมือและเทคโนโลยีต่างๆ ในปัจจุบันสามารถช่วยให้ผู้พิการทางสายตาทำสิ่งต่างๆ ได้เช่นเดียวกับคนสายตาปกติ ในสังคมยุคข่าวสาร หรือยุคสารสนเทศ เทคโนโลยีการติดต่อสื่อสารเป็นไปอย่างรวดเร็วและแพร่หลาย สำหรับผู้พิการทางสายตาก็เช่นกัน สามารถดำรงชีวิตอยู่ในสังคมได้ด้วยการศึกษาอุปกรณ์เครื่องมือที่ทันสมัยเพื่อให้เข้าถึงข้อมูลเครือข่ายเหล่านี้ โดยปกติผู้พิการทางสายตาเขียนอักษรเบรลล์ด้วยเครื่องมือคือสไตลัสและสเรท หรืออ่านหนังสือที่พิมพ์ด้วยอักษรเบรลล์ซึ่งมีความหนา และมีปัญหาเรื่องเนื้อที่ที่ใช้ในการจัดเก็บ ทางเลือกหนึ่งซึ่งเพิ่มความสะดวกใน การเขียน การอ่านหรือการจัดเก็บข้อมูล คือการใช้เทคโนโลยีทางด้านสารสนเทศ เช่นแป้นพิมพ์คอมพิวเตอร์สำหรับผู้พิการทางสายตาเพื่อช่วยในการเขียน ระบบสังเคราะห์เสียงเพื่อช่วยอ่านผ่านคอมพิวเตอร์ ตัวอย่างของเทคโนโลยีสารสนเทศเหล่านี้ ส่งผลให้ผู้พิการทางสายตาสามารถเรียนรู้เรื่องต่างๆ ได้ง่าย สะดวก และรวดเร็ว สำหรับเทคนิคเกี่ยวกับการเดินทางก็เช่นเดียวกัน ผู้พิการควรได้รับการศึกษาวิธีการใช้ไม้เท้าขานทางอย่างถูกต้อง และทั้งนี้ควรมีอุปกรณ์เสริมจากสาธารณะที่สนับสนุนผู้พิการทางสายตาในการเดินทาง เช่นรถเมล์ที่สามารถให้ข้อมูลหมายเลขรถประจำทางที่กำลังจอดรับผู้โดยสารแก่ผู้พิการทางสายตา ไฟจราจรที่สามารถ

ให้ข้อมูลว่าสามารถข้ามถนนได้หรือไม่ และอุปกรณ์เสริมต่างๆ ทั้งนี้เพื่อให้ผู้พิการทางสายตาได้ทำสิ่งต่างๆ ได้ทัดเทียมกับคนสายตาปกติ

1.2 ปัญหาและที่มาของงานวิจัย

ปัญหาของผู้พิการทางสายตา คือ การได้รับข้อมูลที่ไม่เพียงพอของสิ่งแวดล้อมรอบตัว จึงได้มีการพัฒนาเทคนิคทางเลือกต่างๆ ให้แก่ผู้พิการทางสายตา ในปัจจุบันการเดินทางของผู้พิการทางสายตาประสบปัญหาเนื่องจากยังไม่ได้รับอุปกรณ์สนับสนุนเสริม เช่นการโดยสารรถเมล์ของผู้พิการทางสายตา เพราะไม่ทราบถึงหมายเลขรถประจำทางที่กำลังจอดรับผู้โดยสาร ไม่สามารถทราบได้ว่าขณะนี้รถจอดอยู่ป้ายใด (ขณะอยู่บนรถประจำทาง) ไม่สามารถทราบถึงช่วงสัญญาณไฟสำหรับข้ามถนน ไม่สามารถทราบถึงจุดอันตรายหรือจุดที่ต้องเพิ่มความระมัดระวังเป็นพิเศษ เช่นถนนหรือซอยที่มีการจราจร ไม่สามารถกะระยะและที่ตั้งของจุดสำคัญต่างๆ เช่นทางม้าลาย สะพานลอย สถานีตำรวจ โรงพยาบาล ประตูทางเข้าออก และอื่นๆ

การบรรเทาปัญหาเหล่านี้สามารถกระทำโดยพัฒนาเทคนิคทางเลือกต่างๆ ของการส่งข้อมูลผ่านประสาทสัมผัสทางด้านเสียงหรือด้านการสัมผัส การส่งข้อมูลผ่านประสาทสัมผัสด้านเสียงในปัจจุบันประยุกต์ใช้เทคโนโลยีต่างๆ เช่น สัญญาณเสียง เสียงสังเคราะห์ เสียงระบบเดซี เสียงพูดของคนที่นำคำมาต่อกัน หรือเสียงที่ความถี่ความดังต่างๆ และอีกทางเลือกหนึ่งคือการส่งข้อมูลผ่านประสาทสัมผัสซึ่งมีได้หลายวิธีคือ การใช้ไม้เท้าขวานำทาง การใช้ตัวกระตุ้นแบบสั่นส่งข้อมูลผ่านผิวหนัง หรือการใช้ตัวกระตุ้นแบบอิเล็กทรอนิกส์โทรดส่งข้อมูลผ่านลิ้น การส่งข้อมูลให้ผู้พิการทางสายตาผ่านประสาทสัมผัสทั้งสองเป็นทางเลือกที่น่าสนใจในการเพิ่มความสามารถในการเดินทางหรือการทำกิจกรรมต่างๆ

การส่งข้อมูลด้วยเทคนิคต่างๆ ที่กล่าวมานั้น มีทั้งข้อดีและข้อเสีย โดยพิจารณาจากเกณฑ์หลัก 3 ข้อ คือ ปริมาณข้อมูลที่สามารถส่งได้ต่อวินาที ปริมาณข้อมูลที่สามารถรับได้ต่อวินาที และความเหมาะสมในการนำไปใช้ การส่งข้อมูลโดยใช้สัญญาณเสียงที่ความถี่ความดังต่างๆ (ข้อมูลเช่นนี้ต้องทำข้อตกลงว่าความถี่และความดังต่างๆ หมายถึงอะไร เช่นความถี่สูงหมายถึงวัตถุข้างหน้าอยู่สูง ความดังมากหมายถึงวัตถุอยู่ใกล้) สามารถส่งปริมาณข้อมูลต่อวินาทีได้มากที่สุด รองลงมาคือการใช้เสียงสังเคราะห์ และการส่งข้อมูลผ่านประสาทสัมผัสตามลำดับ แม้ว่าสัญญาณเสียงที่ความถี่ความดังต่างๆ ซึ่งมีอัตราการส่งข้อมูลที่ส่งมากที่สุดกลับทำให้ผู้รับข้อมูลสับสน ไม่สามารถเข้าใจข้อมูล ปริมาณข้อมูลที่สามารถรับได้ต่อวินาทีของประสาทสัมผัสแต่ละประเภทมีข้อจำกัด[2] ถ้าอัตราการส่งข้อมูลมีปริมาณสูงเกินที่ประสาทสัมผัสรับได้ จะส่งผลให้ผู้รับข้อมูลเกิดความสับสน เมื่อพิจารณาความเหมาะสมในการนำไปใช้พบว่า การใช้สัญญาณเสียงและเสียงสังเคราะห์ลดประสิทธิภาพของการได้ยินเสียงแวดล้อม ไม่เหมาะสมในการนำไปใช้ในสภาพแวดล้อมที่มีเสียงดัง เช่นบริเวณที่มีผู้คนมาก หรือบริเวณ

การจราจรเพราะทำให้เกิดการรบกวนของเสียง[3] อีกทั้งผู้พิการทางสายตาเองควรฟังเสียง แวดล้อมรอบตัวด้วย การนำเทคนิคการส่งข้อมูลด้วยสัญญาณเสียงจึงไม่สามารถนำมาประยุกต์ใช้กับทุกสภาพแวดล้อม การใช้สัญญาณสัมผัสเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจ

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอวิธีการให้ข้อมูลแนะนำผ่านทางสัญญาณสัมผัส โดยมีข้อสมมุติฐานคือ สมมุติว่ามีระบบตรวจรู้ที่สามารถส่งข้อมูลนำทางการเคลื่อนที่ให้แก่ผู้สายตาพิการ ระบบตรวจรู้นี้เป็นระบบที่ทำการประมวลผลแล้วว่าควรเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด งานวิจัยนี้จึงศึกษาในส่วนของส่งข้อมูลที่ได้รับการประมวลผลแล้วด้วยสัญญาณสัมผัส เพื่อนำทางการเคลื่อนที่แก่ผู้พิการทางสายตาเพื่อให้เคลื่อนที่ได้อย่างรวดเร็วและแม่นยำมากขึ้น

1.3 วัตถุประสงค์

1. เพื่อออกแบบตัวกระตุ้นแบบสัมผัส โดยศึกษาจากการตอบสนองของคนที่มีต่อตัวกระตุ้นต่างๆ ที่ใช้อยู่ในปัจจุบันเช่น มอเตอร์กระแสตรง โซลินอยด์ เพียโซอิเล็กทริกฟิล์มไบมอร์ฟ วอยซ์คอยล์
2. เพื่อศึกษาหาค่าความถี่ที่ใช้ในการสั่นที่สามารถกระตุ้นให้เกิดการเคลื่อนไหวของคนไปยังตำแหน่งที่ต้องการได้เร็วที่สุด ซึ่งจะเป็นรากฐานสำคัญในการนำเทคโนโลยีต่างๆ มาประยุกต์ใช้ร่วมกัน
3. เพื่อศึกษาหาแบบจำลองในการตอบสนองของคนที่มีต่อตัวกระตุ้น และศึกษาหาแบบแนะนำการเคลื่อนที่เพื่อที่จะสามารถนำทางการเคลื่อนไหวผ่านทางตัวกระตุ้นโดยมีจุดประสงค์เพื่อให้เคลื่อนที่ไปถึงตำแหน่งที่ต้องการได้เร็วที่สุด

1.4 ขอบเขตของวิทยานิพนธ์

1. ศึกษาและเสนอแบบจำลองการตอบสนองของคนที่มีต่อตัวกระตุ้นแบบสัมผัสเพื่อนำมาใช้นำทางการเคลื่อนไหวของแขนในระนาบ 1 องศาอิสระ
2. ออกแบบและสร้างตัวกระตุ้นที่เหมาะสม โดยนำแบบจำลองที่หาได้มาประยุกต์ใช้เพื่อนำทางการเคลื่อนไหวของแขน

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษางานวิจัยที่ผ่านมา เพื่อเป็นประโยชน์ในการสร้าง ตัวกระตุ้นสัมผัสแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่
2. ออกแบบลักษณะของตัวกระตุ้น
3. ทำการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่เพื่อหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

4. นำข้อมูลที่ได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่มาหา แบบจำลองผลตอบสนองทางคณิตศาสตร์
5. ออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่แขนอาศัยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์
6. ทำการทดลองเปรียบเทียบผลตอบสนองจากแบบจำลอง กับผลตอบสนองจากการทดลองจริงเพื่อหาระบบแนะนำการเคลื่อนที่แขนที่เหมาะสม

1.6 ประโยชน์ที่ได้รับ

1. เป็นประโยชน์สำหรับผู้พิการทางสายตาในการทำกิจกรรมต่าง ๆ โดยใช้ตัวกระตุ้นแบบสัมผัสผ้ส่นำทางให้เคลื่อนไหวหรือเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่ต้องการ
2. สามารถนำผลที่ได้จากการสัมผัสผ้ส่นำของตัวกระตุ้น ไปประยุกต์ใช้กับเทคโนโลยีในด้านต่าง ๆ
3. ผู้วิจัยสามารถหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์และออกแบบระบบควบคุมต่าง ๆ



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

งานวิจัยที่ผ่านมา

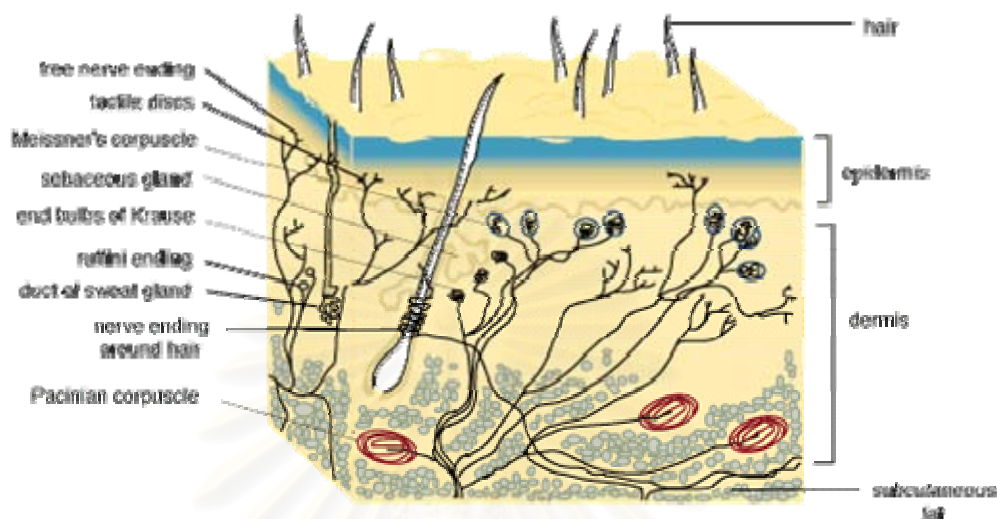
ระบบประสาทสัมผัสทั้ง 5 ของมนุษย์ คือ ด้านการมองเห็น ด้านการได้ยิน ด้านการรับรส ด้านการรับกลิ่น และด้านการสัมผัส ระบบประสาทสัมผัสของมนุษย์ทำหน้าที่รับข้อมูลโดยเปลี่ยน แสง เสียง รส กลิ่น และการสัมผัส เป็นสัญญาณไฟฟ้าเคมี ข้อมูลสัญญาณไฟฟ้าเคมีถูกส่งในรูปแบบของอิมพัลส์ไปสู่สมองผ่านทางเส้นประสาท สมองจะทำหน้าที่ประมวลผลแปลความหมายของสัญญาณนั้น หากประสาทสัมผัสด้านใดบกพร่องหรือเสื่อมไป ระบบประสาทสัมผัสที่เหลือจะรับข้อมูลนั้นชดเชยในรูปแบบอื่น การชดเชยข้อมูลจากประสาทสัมผัสด้านที่บกพร่องสามารถกระทำได้ง่าย ถ้าข้อมูลจากประสาทสัมผัสด้านที่บกพร่องมีอัตราการรับข้อมูลต่อวินาทีต่ำ แต่ถ้าประสาทสัมผัสด้านที่บกพร่องมีอัตราการรับข้อมูลสูง การชดเชยข้อมูลจะทำได้ยาก เช่นการชดเชยข้อมูลภาพสำหรับผู้พิการทางสายตาทำได้ยากกว่าการชดเชยข้อมูลเสียงสำหรับผู้พิการทางหู ดังนั้นการชดเชยข้อมูลจากประสาทด้านที่บกพร่องซึ่งมีอัตราการรับข้อมูลสูงต้องพึ่งตัวตรวจวัด และส่งข้อมูลสัญญาณในรูปแบบอื่นเช่น การนำทางให้แก่ผู้พิการทางสายตาไปยังตำแหน่งต่าง ๆ ข้อมูลภาพสามารถถูกชดเชยโดยใช้ตัวตรวจวัดต่าง ๆ เช่น กล้องวีดีโอ อัลตราโซนิก จีพีเอส และให้ข้อมูลผ่านตัวกระตุ้นในรูปของ เสียง หรือการสั่น ลักษณะข้อมูลที่ส่งให้ผู้พิการทางสายตาได้ 2 รูปแบบคือ ข้อมูลที่ได้รับการประมวลผลแล้วซึ่งเป็นการนำทางว่าควรเคลื่อนที่ไปทิศทางใด และข้อมูลที่ไม่ได้รับการประมวลผลซึ่งจะบอกลักษณะสิ่งแวดล้อม ให้ผู้พิการสร้างมโนภาพของสิ่งแวดล้อมและตัดสินใจด้วยตนเองว่าควรเคลื่อนที่ไปทิศทางใด

วิทยานิพนธ์นี้ศึกษาการส่งสัญญาณข้อมูลที่ได้รับการประมวลผลแล้ว ผ่านผิวหนังเพื่อนำทางการเคลื่อนที่ของปลายแขน ในบทนี้จึงรวบรวมงานวิจัยที่ผ่านมาเกี่ยวกับระบบประสาทด้านสัมผัสซึ่งให้ข้อมูลในการเลือกความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัสที่จะใช้ในงานวิจัย, อุปกรณ์ส่งสัญญาณสัมผัส, การส่งสัญญาณผ่านผิวหนัง และคุณลักษณะพื้นฐานของมนุษย์ซึ่งให้ข้อมูลเกี่ยวกับผลตอบสนอง และเวลาประวิงของมนุษย์ เพื่อนำไปออกแบบระบบนำทางการเคลื่อนที่

2.1. ระบบประสาทด้านสัมผัส

เส้นประสาททางด้านสัมผัสพบได้ทั่วร่างกายโดยอยู่ในผิวหนังด้านล่างที่เรียกว่า เดอร์มิส ระบบประสาทด้านสัมผัสสามารถตรวจวัด ความร้อน ความดัน แรงสั่นสะเทือน และความรู้สึกเจ็บปวด ที่กระทำต่อร่างกาย ความหนาแน่นของตัวตรวจวัดประเภทต่าง ๆ มีความแตกต่างกันขึ้นกับตำแหน่งบนร่างกาย เช่นบริเวณปลายนิ้วมีความหนาแน่นของเส้นประสาทสัมผัสต่าง ๆ มากที่สุดคือ 2500 เส้นประสาทต่อหนึ่งตารางเซนติเมตร เส้นประสาทที่อยู่ด้านบน

ติดกับผิวหนังชั้นเอพิเดอร์มิสทำหน้าที่ความถี่สัมผัสในช่วงต่ำดัง รูปที่ 2.1[4] แสดงตำแหน่ง และลักษณะเส้นประสาทใต้ผิวหนัง



รูปที่ 2.1 ตำแหน่งและลักษณะเส้นประสาทใต้ผิวหนัง

ผิวหนังมีเส้นประสาทที่สำคัญ 5 ชนิดดังนี้

1. เส้นประสาทส่วนปลายอิสระ (free nerve endings) จะตอบสนองต่อความเจ็บปวด
2. ไมสเนอร์คอร์ปัสเคิล (Meissner corpuscles) มีจำนวนถึง 40% ของเส้นประสาททั้งหมด และอยู่ใต้ผิวหนังกำพร้า ทำหน้าที่ตรวจจับการเคลื่อนไหวของผิวหนัง สามารถรู้สึกรสสัมผัสที่ความถี่ 5 - 50 เฮิร์ตซ ความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัสที่ใช้ในงานวิจัยอยู่ในช่วง 10 - 50 เฮิร์ตซ
3. แทคไทล์ดิสก์ (Tactile disc) มีจำนวน 25% ของเส้นประสาททั้งหมด มีปลายประสาทรูปร่างกลม โดยสามารถรู้สึกรสสัมผัสที่ความถี่ต่ำ 0.3 - 3 เฮิร์ตซ [11] นอกจากนี้ยังสามารถแยกความแตกต่างระยะห่างระหว่างจุดสองจุด ซึ่งเป็นประโยชน์สำหรับผู้พิการทางสายตาในการอ่านอักษรเบรลล์
4. พาซิเนียนคอร์ปัสเคิล (Pacinian corpuscles) เป็นเส้นประสาทที่มีขนาดใหญ่ที่สุด มีอยู่เป็นจำนวนมากที่บริเวณปลายนิ้ว มีจำนวน 13% ของเส้นประสาททั้งหมด ทำหน้าที่ตรวจจับความเร่ง โดยสามารถรู้สึกรสสัมผัสที่ความถี่สูง 60 - 400 เฮิร์ตซ และรู้สึกไวที่สุดที่ความถี่ 250 เฮิร์ตซ การส่งความถี่ที่สูงมากกว่า 50 เฮิร์ตซให้แก่แขน พลังงานของการสัมผัสจะกระจายไปยังกล้ามเนื้อแขน ผู้ใช้งานจะไม่ได้รับความรู้สึกสัมผัสที่อื่น
5. รัฟฟินิคอร์ปัสเคิล (Ruffini corpuscles) มีลักษณะเรียวยาวแหลม มีจำนวน 19% ของเส้นประสาททั้งหมด ทำหน้าที่ตรวจจับแรงดันและความร้อน

ตาราง 2.1 ความสามารถในการแยกความแตกต่างของจุด 2 จุดบนผิวหนึ่งบริเวณต่างๆโดยใช้ปลายของคลิปหนีบกระดาษ[5]

ตำแหน่ง	ปลายนิ้ว	ริมฝีปากบน	แก้ม	จมูก	ฝ่ามือ	หน้าผาก	เท้า
ระยะน้อยที่สุด	2-3 มม.	5 มม.	6 มม.	7 มม.	10 มม.	15 มม.	20 มม.

ตำแหน่ง	ปลายแขน	ต้นแขน	หลัง	หัวไหล่	ต้นขา	น่อง	ท้อง
ระยะน้อยที่สุด	35 มม.	39 มม.	39 มม.	41 มม.	42 มม.	45 มม.	30 มม.

ปลายนิ้วมีความหนาแน่นของปลายประสาทต่างๆ สูง[9] จึงสามารถแยกความแตกต่างของจุดสองจุดได้ดีที่สุด และความสูงน้อยที่สุดบนพื้นเรียบที่ปลายนิ้วสามารถรับรู้ได้ด้วยการสัมผัสคือ 2 ไมครอน

ตาราง 2.2 ช่วงจำกัดของแบนด์วิท (bandwidth) และความไว สำหรับประสาทสัมผัสทั้งสาม [6]

ประสาทสัมผัส	ข้อมูลต่อวินาที (บิต/วินาที)	ความไว (มิลลิวินาที)
การสัมผัสผ่านปลายนิ้ว	10^2	5
การได้ยิน	10^4	0.01
การมองเห็น	10^6	25

หมายเหตุ แบนด์วิทของประสาทสัมผัสคือ อัตราความสามารถของการรับข้อมูลสูงสุดต่อวินาที

ข้อมูลที่ได้รับจากประสาทสัมผัสจะถูกส่งไปสู่สมองเพื่อประมวลผล อัตราการรับข้อมูลที่ได้จากการสัมผัสมีค่าน้อยกว่าอัตราการรับข้อมูลที่ได้จากการมองเห็น และการได้ยิน ดังแสดงในตาราง 2.2 นอกจากนี้เวลาประวิงของการสัมผัสผ่านปลายนิ้วน้อยกว่าการมองเห็น การชดเชยข้อมูลที่ได้จากประสาทด้านการมองเห็นด้วยประสาทด้านการสัมผัสจะต้องลดปริมาณข้อมูลลงมาก เพื่อมิให้ผู้รับข้อมูลเกิดความสับสนและไม่สามารถตีความได้

2.2 อุปกรณ์ส่งสัญญาณผ่านผิวหนัง

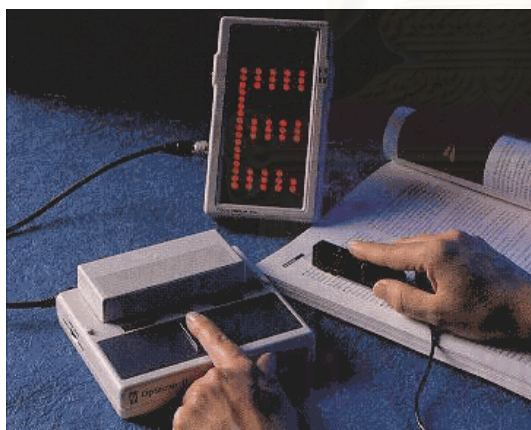
อุปกรณ์ส่งสัญญาณผ่านผิวหนังเพื่อส่งข้อมูลให้กับผู้พิการทางสายตา มีหลายประเภท ดังนี้

2.2.1 ไม้เท้าขาว

ไม้เท้าขาวเป็นอุปกรณ์นำทางที่ผู้พิการทางสายตาใช้กันอย่างแพร่หลายมากที่สุดและเป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่เป็นทั้งตัวตรวจวัด และส่งสัญญาณในตัวเดียวกัน ข้อมูลที่ได้จากไม้เท้าขาวอยู่ในรูปของเสียงและการสัมผัส ขณะเดินผู้พิการทางสายตาจะเคาะไม้เท้าขาวลงไปที่พื้น เกิดเสียงและแรงจากการสัมผัส แรงที่ได้จากการสัมผัสจะช่วยให้ทราบว่าด้านหน้ามีวัตถุขวางหรือไม่มี นอกจากนี้บางตำแหน่งที่เป็นบริเวณข้ามถนนได้มีการทำพื้นให้มีลักษณะเป็นปุ่ม เพื่อช่วยให้ผู้พิการทางสายตาสามารถระบุได้จากไม้เท้าว่าตำแหน่งนี้เป็นบริเวณข้ามถนน ข้อมูลที่ได้จากไม้เท้าขาวมีปริมาณน้อย มีขอบเขตเพียงระยะข้างหน้า 1 เมตร อีกทั้งยังไม่ทราบถึงสิ่งกีดขวางที่อยู่ด้านบน

2.2.2 เพียโซอิเล็กทริกฟิล์มไบมอร์ฟ (piezoelectric film bimorph)

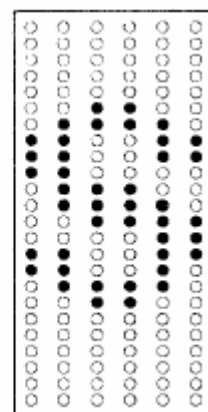
ตัวกระตุ้นเพียโซอิเล็กทริกฟิล์มเป็นอุปกรณ์ที่สามารถสร้างแรงได้มาก โดยมีการเคลื่อนที่เกิดขึ้นน้อย ไบมอร์ฟเป็นสารที่ช่วยให้เพียโซอิเล็กทริกเคลื่อนที่ได้มากขึ้น แต่แรงที่ถูกสร้างขึ้นจะลดลง เพียโซอิเล็กทริกฟิล์มไบมอร์ฟส์สามารถรับที่ความถี่ 230 เฮิร์ตซ ด้วยความแรงค่าต่างๆ อาศัยการเปลี่ยนกระแส



(ก)

S

• Denotes active or vibrating pins



(ข)

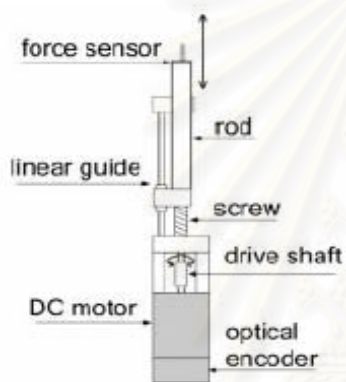
รูปที่ 2.2 ออปตาคอน [6]

เพียโซอิเล็กทริกฟิล์มไบมอร์ฟได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้เป็นอุปกรณ์แสดงผลสัมผัส ซึ่งมีชื่อว่า ออปตาคอน (Optacon) ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ก พื้นที่การแสดงผลด้วยการสัมผัสมีขนาดประมาณปลายนิ้ว ซึ่งประกอบด้วย จุดเข็มที่สามารถรับได้ 144 จุดตามรูปที่ 2.2(ข) วิธีการใช้งานคือผู้ใช้นิ้ววางบนตัวแสดงผลสัมผัส และเคลื่อนอุปกรณ์ตัวตรวจวัดสีผ่านตัวอักษรหรือภาพ พื้นที่สีดำที่ถูกตรวจวัดจะทำให้เข็มสั้น พื้นที่สีขาวที่ถูกตรวจวัดจะทำให้เข็ม

จะอยู่หนึ่ง ความเร็วในการอ่านผ่านอุปกรณ์ออปตาคอนอยู่ที่ 50 คำ/นาที ซึ่งช้ากว่าอักษรเบรลล์ ซึ่งมีความเร็ว 104 คำ/นาที และช้ากว่ามากเมื่อเทียบกับเสียงสังเคราะห์ซึ่งมีความเร็ว 300 คำ/นาที การแสดงผลด้วยการสั่นนี้ก่อให้เกิดเสียงรบกวนและเมื่อใช้งานไประยะหนึ่งการสั่นยังทำให้ความรู้สึกของปลายนิ้วลดลงไปชั่วคราว

2.2.3 มอเตอร์กระแสตรง

มอเตอร์กระแสตรงได้ถูกประยุกต์ใช้กับผู้พิการทางสายตาในหลากหลายรูปแบบเช่น การแสดงผลด้วยการสัมผัส หรือแนะนำการเคลื่อนที่ด้วยการสั่นสะท้อนของมอเตอร์ ข้อได้เปรียบของมอเตอร์กระแสตรงคือ ใช้พลังงานไฟฟ้าน้อย และควบคุมง่าย



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.3 มอเตอร์กระแสตรงถูกนำมาใช้ในการแสดงผลด้วยการสัมผัส[7]

มอเตอร์กระแสตรงได้ถูกนำมาใช้ในการแสดงผลด้วยการสัมผัส จากรูปที่ 2.3(ข) อุปกรณ์แสดงผลชื่อว่า ฟीलเอ็กซ์ (FEELEX) ซึ่งมีขนาด 24 ซม. x 24 ซม. โดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมอเตอร์คือ 4 ซม. มีตัวขับจำนวน 6 x 6 ตัว แผ่นแสดงผลด้านบนทำมาจากยางที่ยืดหยุ่นได้ ฟीलเอ็กซ์ถูกสร้างมาเพื่อให้ข้อมูลอาศัยการสัมผัสด้วยฝ่ามือ รูปที่ 2.4 แสดงตัวอย่างการใช้งานของฟीलเอ็กซ์แสดงผลด้วยการสัมผัสซึ่งถูกใช้ป็น เครื่องฝากถอนเงิน ตู้ข้อมูล และอื่นๆ ซึ่งช่วยให้ผู้พิการทางสายตาสามารถใช้บริการได้



รูปที่ 2.4 เครื่องฝากถอนเงินซึ่งแสดงผลด้วยการสัมผัส[7]

มอเตอร์ที่มีขนาดเล็กซึ่งพบได้ในโทรศัพท์มือถือ ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในการให้ข้อมูลแทนอักษรเบรลล์ 6 จุด มอเตอร์ทั้ง 6 ตัวถูกติดตั้งบนแหวนซึ่งสวมอยู่ที่มือซ้ายและขวาดังแสดงในรูปที่ 2.5 แรงสั่นสะเทือนที่ได้จากมอเตอร์ถูกส่งไปที่ด้านหลังของฝ่ามือเพื่อให้ข้อมูลอักษรเบรลล์



รูปที่ 2.5 การให้ข้อมูลด้วยแรงสั่นสะเทือนของมอเตอร์กระแสตรง[8]

2.2.4 โซลินอยด์

โซลินอยด์ได้ถูกนำไปใช้ในการแสดงอักษรเบรลล์ 6 จุด[12] ดังแสดงในรูปที่ 2.5 โดยใช้โซลินอยด์เพียง 3 ตัวเหนี่ยวนำแกนเหล็กให้เข้ามาอยู่ในราง ผู้ใช้สามารถควบคุมความเร็วของการหมุนได้ อักษรเบรลล์อยู่ที่ตำแหน่งขอบนอกของล้อซึ่งมีรัศมี 2 นิ้ว จากการสอบถามจากผู้ใช้งานพบว่าความโค้งของล้อไม่มีผลต่อการอ่าน ผู้ใช้บางท่านต้องการให้มีรัศมีความโค้งลดลงอีกครั้งหนึ่งเพื่อสะดวกต่อการพกพา



รูปที่ 2.6 การแสดงอักษรเบรลล์ 6 จุดด้วยโซลินอยด์

โซลินอยด์ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในระบบทดแทนการเห็นด้วยภาพสัมผัส (TVSS Tactile Vision Substitution System) การแสดงภาพด้วยการสั่นของจุดเข็มโซลินอยด์ จำนวน 400 เล่ม ภาพซึ่งถูกจับโดยกล้องจะถูกส่งไปที่เข็มในลักษณะการสั่นแบบเปิดปิด การสั่นของเข็มเกิดขึ้นที่แผ่นหลังของผู้รับข้อมูล จากผลการทดลองพบว่าผู้ใช้สามารถรับรู้ภาพที่ซับซ้อนเช่น ความแตกต่างของใบหน้า ความเร็วและทิศทางของลูกบอลที่กำลัง อย่างไรก็ตามสัญญาณข้อมูลมี

ความซับซ้อนมากต้องอาศัยการฝึกฝนเป็นเวลานาน และเกิดความสับสนได้ง่ายดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ภาพจุด 400 จุดแสดงใบหน้าของสตรี ซึ่งเป็นข้อมูลสั้นส่งให้แก่ผิวหนัง[9]

โซลินอยด์ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้เพื่อให้ข้อมูลอักษรเบรลล์ดังแสดงในรูปที่ 2.7 โซลินอยด์ทั้ง 6 ตัวถูกติดตั้งบนแหวนซึ่งสวมอยู่ที่มือซ้ายและและขวาดังแสดงในรูปที่ 2.7 แรกกดที่ได้จากโซลินอยด์ถูกส่งไปให้ที่ด้านหลังของนิ้วเพื่อให้ข้อมูลอักษรเบรลล์

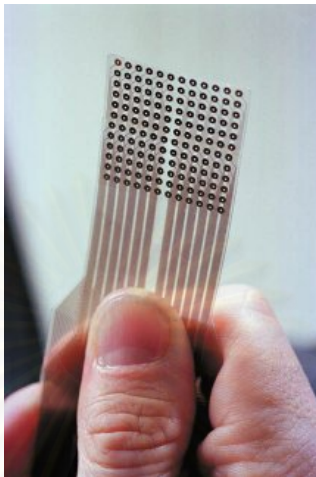


รูปที่ 2.8 การให้ข้อมูลด้วยแรงสั่นสะเทือนของโซลินอยด์[8]

2.2.5 อิเล็กโทรด

ตัวกระตุ้นอิเล็กโทรด ได้ถูกนำไปใช้ส่งข้อมูลภาพจากกล้องในรูปของขบวนพัลส์ซึ่งส่งไปยังเส้นประสาทของลิ้น ลิ้นทำหน้าที่รับข้อมูลซึ่งเป็นความรู้สึกซ่า หรือแตกฟอง ข้อดีของการใช้อิเล็กโทรดส่งข้อมูลผ่านลิ้นคือ พลังงานไฟฟ้าที่ใช้มีค่าน้อยที่สุดคือ 50 – 150 มิลลิโวลท์ และ 1.612 มิลลิแอมแปร์ จากผลการทดลองพบว่าผู้ทดลองสามารถรับรู้ภาพต่างๆ และจับลูก

บอลที่กลิ้งไปมาได้ อย่างไรก็ตามภาพที่เกิดขึ้นในชีวิตประจำวันมีความซับซ้อนกว่าภาพที่ใช้ทดลองมาก



รูปที่ 2.8 อิเล็กโตรดอาร์เรย์[10]

2.3. การส่งสัญญาณผ่านผิวหนัง

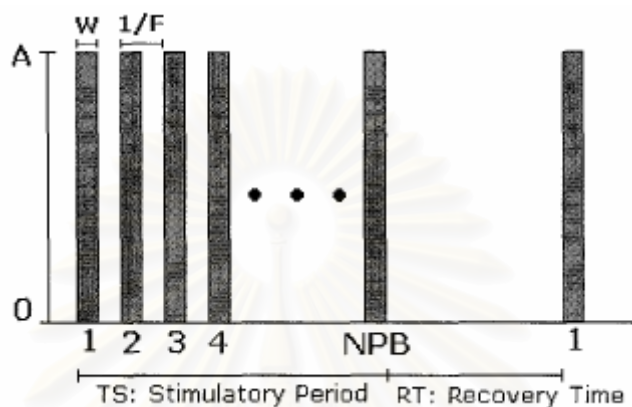
2.3.1 การใช้สัญญาณความถี่แบบสุ่ม

การทรงตัวให้สมดุลขณะยืนนั้นเป็นเรื่องยากสำหรับผู้สูงอายุ เป็นเพราะว่าการยืนเป็นผลมาจากการจัดทำทางซึ่งได้รับคำสั่งมาจากสมองที่ได้รับความรู้สึกมาจากเท้า แต่เมื่อมนุษย์แก่ตัวลง ความรู้สึกทางด้านสัมผัสและสัญญาณที่ส่งจะมีน้อยลง

นักวิทยาศาสตร์จากมหาวิทยาลัยบอสตันได้พบวิธีที่ใช้สัญญาณแบบสุ่มเพื่อเพิ่มความรู้สึกที่มาจากเท้า เนื่องจากประสาทสัมผัสเคยชินต่อสัญญาณที่ซ้ำเติมได้เร็วมาก โดยได้มีการทดลองโดยให้กลุ่มคนอายุ 75 ปีที่มีสุขภาพดี ยืนบนแท่นที่สามารถส่งการสั่นสะเทือนแบบสุ่มหลายความถี่ไปที่ฝ่าเท้า โดยความแรงของการสั่นนั้นมีค่าน้อยมากจนผู้ทดลองไม่สามารถรู้สึกได้ แทนที่ใช้ในการศึกษาประกอบด้วยรูเล็ก ๆ หลายร้อยรู และมีก้านพลาสติกขนาดเล็กซึ่งยื่นออกมาเพื่อที่จะสามารถสัมผัสกับฝ่าเท้า โดยแท่งเหล่านี้ยึดติดกับมอเตอร์ซึ่งทำให้เกิดการสั่นสะเทือนที่ความถี่แบบสุ่มซึ่งสร้างขึ้นมาจากคอมพิวเตอร์ขณะที่ผู้ทดลองยืนนิ่งๆ จากผลการทดลองพบว่า ความสมดุลที่ได้จนกระทั่งโยกของกลุ่มคนอายุ 75 ปีมีค่าเทียบเท่า กลุ่มคนอายุ 25 ปีที่ไม่ได้รับการกระตุ้นสัญญาณแบบสุ่ม โดยถ้าให้การสั่นแบบสุ่มแก่กลุ่มคนอายุ 25 ปีจะมีการเสียสมดุลที่น้อยลงกว่าเดิม

2.3.2 ฟังก์ชันของความถี่และความกว้างพัลส์

การทดลองโดยใช้ตัวกระตุ้นคือ เพียโซเซรามิก (piezoceramic) เพื่อหาความสามารถในการแยกระยะห่างน้อยที่สุดของจุด 2 จุด โดยมีตัวแปรคือความถี่และความกว้างพัลส์ค่าต่างๆ



รูปที่ 2.9 การสร้างคลื่นพัลส์ชั่วขณะร่วมกับเวลาพักฟื้น[11]

W = ความกว้างของพัลส์

F = ความถี่ของพัลส์

NPB = จำนวนของพัลส์ต่อระยะเวลาชั่วขณะ (Number of Pulse per Burst)

RT = เวลาพักฟื้น

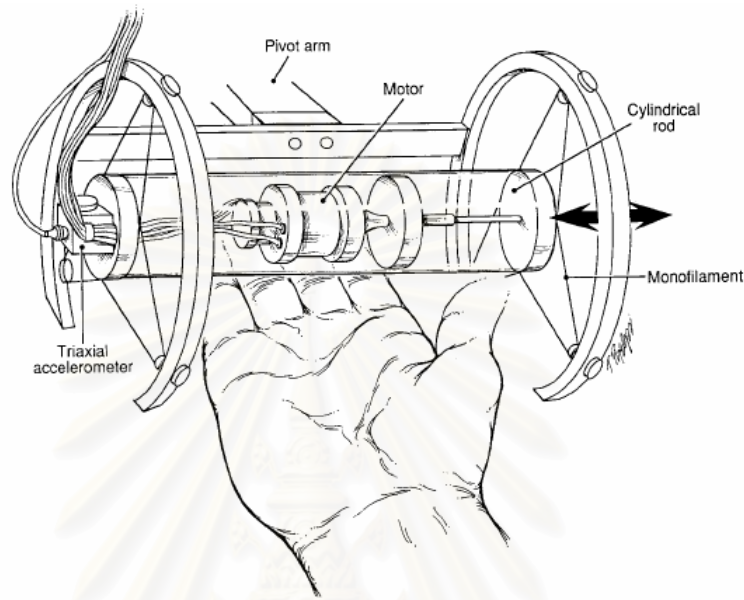
TS = ช่วงเวลากระตุ้น

จากผลการทดลองเพื่อหาความสามารถในการแยกระยะห่างน้อยที่สุดของจุด 2 จุด พบว่าการสั่นของตัวกระตุ้นช่วงความถี่ต่ำ 50 - 350 เฮิร์ตซสามารถแยกระยะห่างของจุดสองจุดซึ่งวัดได้ 3.2 มม. ดีกว่าการสั่นของตัวกระตุ้นที่ความถี่สูง 500 - 700 เฮิร์ตซซึ่งวัดได้ 4.4 มม. โดยมี ช่วงเวลากระตุ้น 200 มิลลิวินาที เวลาพักฟื้น 1 วินาที เวลาพักฟื้นป้องกันการปรับตัวของประสาทด้านสัมผัสมิให้เคยชินต่อสัญญาณ

2.3.3 ระดับกระตุ้นต่ำสุดของการสั่นสัมผัส

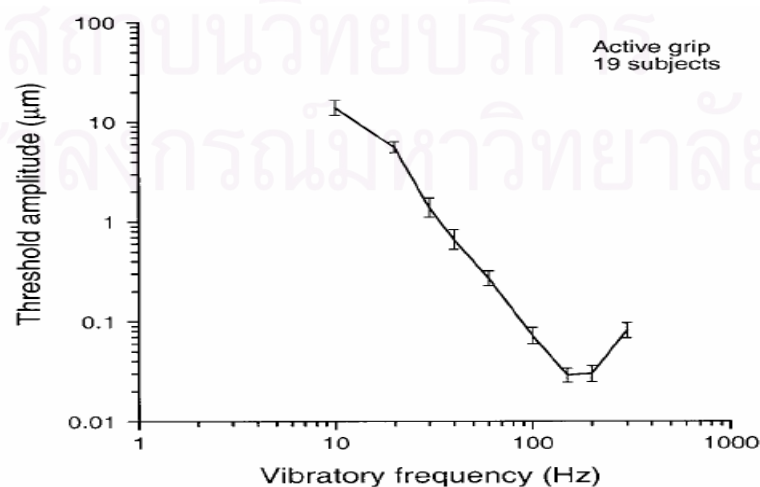
การทดลองเพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของการสั่นและแอมพลิจูดของการสั่นต่ำสุดที่ประสาทด้านสัมผัสสามารถสามารถรับรู้ได้ การทดลองกระทำโดยให้ผู้ทดลอง 19 ท่าน กำแท่งทรงกระบอกดังรูปที่ 2.10 ซึ่งประกอบด้วยสี่เนียร์มอเตอร์ ทำหน้าที่กำเนิดแรงสั่นสะเทือนในแนวแกนทรงกระบอก โดยมีใยเส้น (monofilament) ซึ่งยอมให้เกิดระยะกระจัดในแนวแกน และมีแอกเซลเลอร์โลมิเตอร์ ติดอยู่ด้านปลายของแท่งทรงกระบอก ทำหน้าที่ตรวจวัดความเร่ง (แอกเซลเลอร์โลมิเตอร์สามารถตรวจวัดได้ในช่วง $\pm 50 m \cdot s^{-2}$ มีความ

ละเอียดยของการตรวจวัดอยู่ที่ $0.005 m \cdot s^{-2}$ ซึ่งที่ความเร่ง $0.005 m \cdot s^{-2}$ และมีความถี่ 40 เฮิร์ตซ ซึ่งเท่ากับคาบของการสั่น 0.025 วินาที จะมีแอมพลิจูดของระยะขจัด 80 นาโนเมตร และที่ความเร่งนี้ถ้าใช้ความถี่ 300 เฮิร์ตซ จะมีแอมพลิจูดของระยะขจัด 1.4 นาโนเมตร



รูปที่ 2.10 อุปกรณ์กำเนิดแรงสั่นสะท้อนทรงกระบอกร

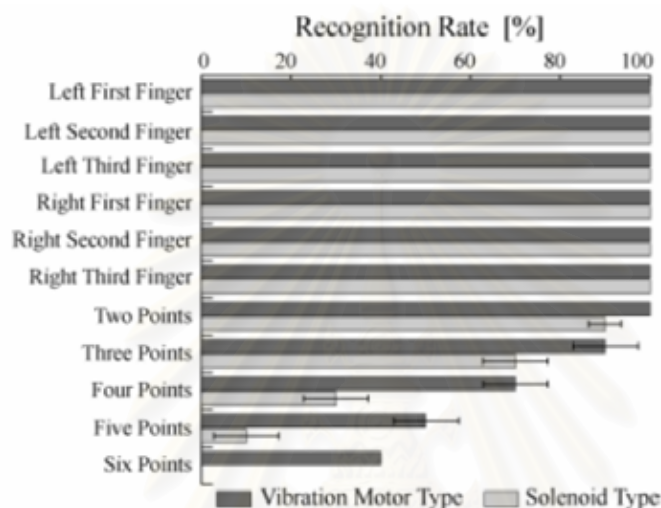
ผลการทดลองหาความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของการสั่นกับค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดของระยะขจัดต่ำสุดที่ประสาทสัมผัสสามารถรับรู้ถึงแรงสั่นสะท้อนแสดงในรูปที่ 2.3 พบว่าที่ความถี่ 10 มีระยะขจัดต่ำสุดเท่ากับ 14 ไมโครเมตร และที่ความถี่ 150-200 เฮิร์ตซ มีระยะขจัดต่ำสุดเท่ากับ 0.3 ไมโครเมตร



รูปที่ 2.11 ความสัมพันธ์ระหว่างความถี่ของการสั่นกับแอมพลิจูดของระยะขจัดต่ำสุด

นอกจากนี้ผู้เขียนได้เลือกช่วงความถี่ 10-50 เฮิรตซ์ ซึ่งเป็นช่วงความถี่ที่มีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นกับค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดของระยะขจัดต่ำสุด

2.3.3 การใช้สัญญาณแบบกดและสัญญาณแบบสั่น

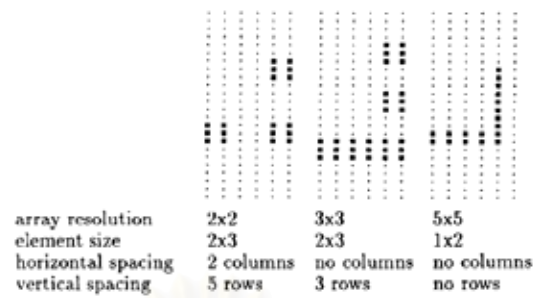


รูปที่ 2.12 อัตราเปรียบเทียบการแยกความแตกต่างสัญญาณจากมอเตอร์และโซลินอยด์[8]

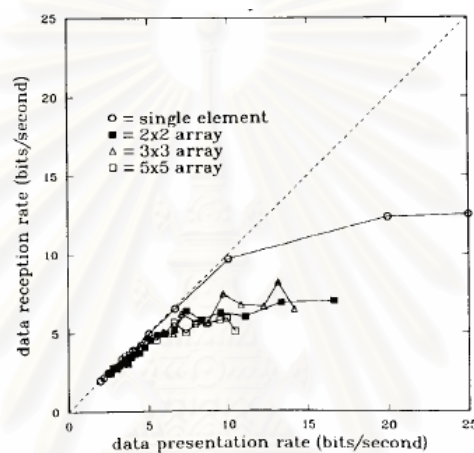
ผลการทดลองการให้ข้อมูลอักษรเบรลล์ผ่านตัวกระตุ้นคือมอเตอร์ และโซลินอยด์ ดังแสดงในรูปที่ 2.5 และ 2.8 ผลการทดลองพบว่า การให้สัญญาณสั่นของมอเตอร์สามารถแยกความแตกต่างได้ดีกว่า การให้สัญญาณกดของโซลินอยด์ดังแสดงในรูปที่ 2.10 อย่างไรก็ตามผู้พิการทางสายตาเชื่อว่า ถ้าได้มีการพัฒนาโซลินอยด์ ผลตอบสนองที่ได้จะดีกว่านี้ เพราะแรงกดโซลินอยด์ให้ข้อมูลเหมือนอักษรเบรลล์ นอกจากนี้ตำแหน่งที่ติดตั้งของตัวกระตุ้นอยู่ด้านหลังฝ่ามือ ซึ่งมีความหนาแน่นของเส้นประสาทสัมผัสต่ำ

2.3.5 การสื่อสารด้วยตัวกระตุ้นสัมผัส

การทดลองการสื่อสารของตัวกระตุ้นสัมผัสผ่านปลายนิ้ว โดยใช้จอปตาคอนซึ่งมีอาร์เรย์ของจุด 6 x 24 ดังแสดงในรูปที่ 2.11 พบว่า การแสดงผลที่ความละเอียดสูงต้องใช้ชิ้นส่วน (element) ที่มีขนาดใหญ่ขึ้น และมีช่องระหว่างจุดมากขึ้น ซึ่งขัดแย้งกับคุณลักษณะของการแสดงผลด้วยการสัมผัส



รูปที่ 2.13 สามตัวอย่างแสดงความละเอียดของอาร์เรย์ ขนาดของชิ้นส่วน และระยะห่างระหว่างชิ้นส่วน[12]



รูปที่ 2.14 อัตราการรับและส่งข้อมูลสำหรับรูปแบบอาร์เรย์ต่างๆ[12]

อัตราการส่งข้อมูลมากที่สุดที่สามารถทำได้คือ 10 บิตต่อวินาทีดังแสดงในรูปที่ 2.12 และการแสดงผลสัมพัทธ์ที่ความละเอียดต่ำมีประสิทธิภาพในการส่งข้อมูลเช่นเดียวกับการแสดงผลสัมพัทธ์ที่ความละเอียดสูง

2.4 คุณลักษณะพื้นฐานของมนุษย์

มนุษย์มีแนวโน้มที่จะเคลื่อนไหวใน 3 รูปแบบหลักคือ แบบชดเชย (compensatory), แบบตามหา (pursuit), และแบบทราบมาก่อน (precognitive) ซึ่งแต่ละแบบจะไม่แยกจากกันชัดเจน มนุษย์สามารถที่จะผสมผสานคุณลักษณะแบบต่าง ๆ เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด [13,14]

แบบชดเชยประกอบด้วยมนุษย์ทำงานอาศัยค่าความผิดพลาดจากการเคลื่อนที่จริงที่ต้องการเท่านั้น ซึ่งคือแบบจำลองที่มีระบบป้อนกลับลบทั่วไป การตอบสนองด้วยคุณลักษณะแบบชดเชยพบว่า ด้วยความสามารถ และการฝึกซ้อมอย่างเพียงพอ มนุษย์จะให้ผลตอบสนองเข้าสู่สมดุลถึงแม้ว่าในระบบจะมีสิ่งรบกวน

แบบตามหา คือ การทำงานในระบบวงเปิดของมนุษย์ ซึ่งมนุษย์มีความรู้ของอินพุตมาก่อน และได้ผ่านการทดสอบการเคลื่อนที่มาแล้ว ในแบบตามหา มนุษย์ใช้ความรู้นี้เพื่อปรับการ

เคลื่อนที่โดยอาศัยการคาดเดาล่วงหน้า โดยไม่อาศัยเพียงการเคลื่อนที่ของอินพุต โดยทั่วไปการเคลื่อนที่แบบตามหามักเสริมการเคลื่อนที่แบบชดเชย แบบจำลองนี้จึงเกิดขึ้นในลักษณะ 2 อินพุต (อินพุตจากค่าความผิดพลาด และอินพุตจากการคาดเดาล่วงหน้า) และหนึ่งเอาต์พุต ตัวอย่างหนึ่งของรูปแบบการตามหา คือการเคลื่อนที่ในลักษณะคลื่นรูปไซน์ปกติ พบว่าในตอนต้นผลตอบสนองของมนุษย์จะช้ากว่ารูปคลื่นที่ต้องการเพราะมนุษย์เคลื่อนที่ด้วยคุณลักษณะแบบชดเชยเท่านั้น แต่ท้ายสุดผลตอบสนองของมนุษย์จะตามคลื่นรูปไซน์ทัน ซึ่งเป็นผลจากการคาดหวังรูปคลื่นที่ต้องการของมนุษย์ และได้ทำการปรับผลลัพธ์ต่อมา

แบบอาศัยความรู้ซึ่งมีมาก่อน เมื่อมนุษย์ได้ฝึกฝนจนชำนาญต่อระบบและงาน จะทำให้มนุษย์ตอบสนองโดยอาศัยสัญชาตญาณโดยอาศัยความคุ้นเคย มักขึ้นอยู่กับความจำของกล้ามเนื้อ เช่น การพิมพ์ดีด การเล่นดนตรี

คุณลักษณะแบบอื่นๆ ของมนุษย์คือ ความสามารถในการรับรู้การเปลี่ยนแปลง ถูกต้องกว่าการรับรู้การเปลี่ยนความเร็ว และการรับรู้การเปลี่ยนความเร็ว ถูกต้องกว่าการรับรู้การเปลี่ยนความเร่ง ผลตอบสนองของมนุษย์ประกอบด้วยเวลาประวิงซึ่งเป็นผลมาจากการตัดสินใจและระบบประสาทของกล้ามเนื้อ เวลาประวิงจริงอาจมีความหลากหลายขึ้นกับความซับซ้อนของระบบหรือความถี่ของสัญญาณที่ให้แก่มนุษย์ เวลาประวิงของมนุษย์มีค่าจาก 150-300 มิลลิวินาที เมื่อระบบควบคุมเป็นอันดับศูนย์หรืออันดับหนึ่ง และมีค่าเวลาประวิง 400-500 มิลลิวินาที เมื่อระบบควบคุมเป็นอันดับสองซึ่งเพิ่มความซับซ้อนของการตัดสินใจ เวลาประวิงมีค่าต่าง ๆ ขึ้นกับหลายปัจจัยเช่น ความคุ้นเคย สภาพแวดล้อม และการทำกิจกรรมหลายอย่างไปพร้อมกัน ระบบแนะนำซึ่งให้แก่มนุษย์ด้วยค่าความผิดพลาดมีแบนด์วิธของสัญญาณแรนดอมคือ 0.5 - 1 เฮิร์ตซ์ และแบนด์วิธของสัญญาณที่ไม่แรนดอมคือ 2-3 เฮิร์ตซ์ การติดตามลักษณะความประพฤติของการยื่นทรงตัวพบว่า เวลาประวิงของมนุษย์อยู่ในช่วง 200 ถึง 450 มิลลิวินาที มีแบนด์วิธต่ำกว่า 1 เฮิร์ตซ์ นอกจากนี้สมองมนุษย์มีการประมวลผลแบบดีสครีตช่วงเวลาเช่น ภาพที่เห็นจากดวงตาจะถูกประมวลผลทุก ๆ 90 มิลลิวินาที

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 3

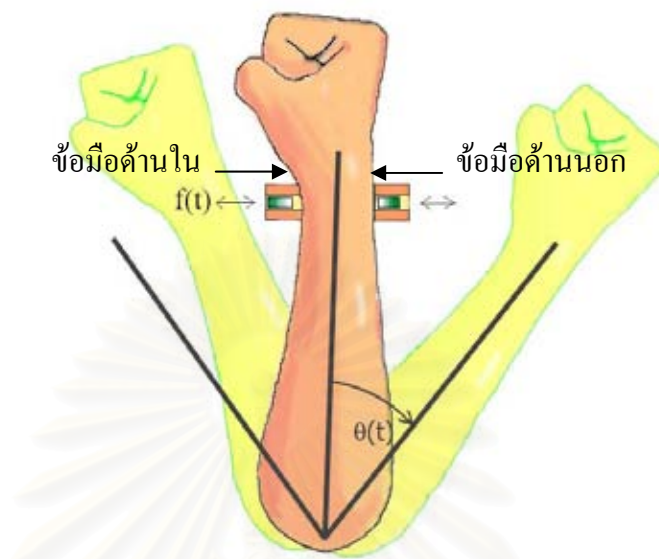
แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

วิทยานิพนธ์นี้ศึกษาเรื่องระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ ด้วยวิธีป้อนกลับด้วยตัวกระตุ้นสัมผัสเทียมชนิดสัมผัส ระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนของคนด้วยตัวกระตุ้นสัมผัสเทียมชนิดสัมผัส เป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้แนะนำผู้พิการทางสายตาให้เคลื่อนที่หรือเคลื่อนไหวไปยังตำแหน่งที่ต้องการ ในการออกแบบระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขน ผู้ออกแบบจำเป็นต้องทราบแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ซึ่งมีสมการคณิตศาสตร์เพียงพอที่จะอธิบายปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นของระบบนี้ เพื่อให้สามารถออกแบบระบบนำทางปลายแขนหมุนไปยังตำแหน่งตามที่ต้องการ อีกทั้งแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ช่วยให้เราสามารถจำลองค่าได้ว่าระบบแนะนำที่ออกแบบจะให้ผลตอบสนองที่จะเกิดขึ้นมีลักษณะเป็นอย่างไร ทำให้การออกแบบเป็นไปได้ง่ายและรวดเร็วขึ้น วิธีการตอบสนองเชิงความถี่เป็นวิธีที่ถูกนำมาใช้หาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขน โดยใช้ข้อมูลที่วัดได้จากการทดลอง

ในบทนี้จะกล่าวถึงส่วนต่าง ๆ ดังนี้คือ ระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ การตอบสนองเชิงขั้นและเชิงความถี่ การทดลองเพื่อหาผลตอบสนองเชิงขั้นและเชิงความถี่ ผลการทดลอง และแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

3.1 ระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ

ระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ เป็นระบบซึ่งให้สัญญาณความถี่แนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขน สามารถที่จะนำไปประยุกต์ใช้กับผู้พิการทางสายตาให้เคลื่อนที่หรือเคลื่อนไหวไปยังตำแหน่งที่ต้องการ แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนี้มีความซับซ้อนขอบเขตศึกษาของระบบจึงจำกัดอยู่ในหนึ่งองศาอิสระเพื่อให้ทราบแบบจำลองพื้นฐานของระบบอย่างแท้จริง ลักษณะการนำทางของระบบนี้คล้ายกับการจูงแขนผู้พิการแนะนำให้ไปในทิศทางที่ต้องการ โดยอาศัยการสัมผัสเทียมชนิดสัมผัสแทนการจูง ตำแหน่งของตัวกระตุ้นสัมผัสซึ่งถูกติดตั้งตามร่างกายแทนทิศทางของการจูง และความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัสแทนแรงที่ใช้ในการจูง ข้อแตกต่างของระบบนี้จากการจูงแขนคือระบบนี้เป็นระบบแพชซีฟ ผู้ใช้รับข้อมูลซึ่งคือสัญญาณความถี่จากตัวกระตุ้นสัมผัสผ่านทางประสาทสัมผัสของผิวหนังและทำการเคลื่อนแขนตัวเอง ระบบนี้จึงปลอดภัยในการใช้งานมากกว่าการใช้ระบบแอคทีฟ ระบบแอคทีฟเป็นระบบที่ทำการควบคุมการเคลื่อนที่แขนผู้ใช้ มิใช่การแนะนำ ไปยังตำแหน่งต่าง ๆ ด้วยตัวกระตุ้น ผู้ใช้ไม่สามารถป้องกันการทำงานของตัวกระตุ้นได้ ซึ่งถ้าโปรแกรมควบคุมมีข้อผิดพลาดเกิดขึ้น จะเกิดอันตรายต่อผู้ใช้



รูปที่ 3.1 ระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระด้วย
ตัวกระตุ้นแบบสันสะท้อนชนิดสัมผัส

กำหนดให้

$f(t)$ คือ อินพุต ความถี่ของการสั่นของตัวกระตุ้น(เฮิรตซ์), $f(t) \in [50,10] \cup [-10,-50]$

$\theta(t)$ คือ เอาท์พุต มุมของปลายแขน (องศา), $\theta(t) \in [-45,45]$

t คือ เวลา (วินาที)

จากรูปที่ 3.1 แสดงระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนซึ่งประกอบด้วย 2 ตัวกระตุ้นสันสะท้อนชนิดสัมผัส ติดอยู่ที่ข้อมือด้านใน และด้านนอก ตัวกระตุ้นสันสัมผัสส่งความถี่ $f(t)$ ไปที่ข้อมือ โดยมีข้อตกลงกับผู้ทดลองว่า ถ้าการสันสะท้อนชนิดสัมผัสมาจากข้อมือด้านใด ผู้ทดลองจะหมุนปลายแขนไปด้านนั้น มีจุดหมุนคือข้อศอก และเมื่อผู้ทดลองหมุนปลายแขนไปในทิศเดียวกับการสันสัมผัสนั้นจะให้เอาท์พุตซึ่งคือตำแหน่งมุมของปลายแขน $\theta(t)$

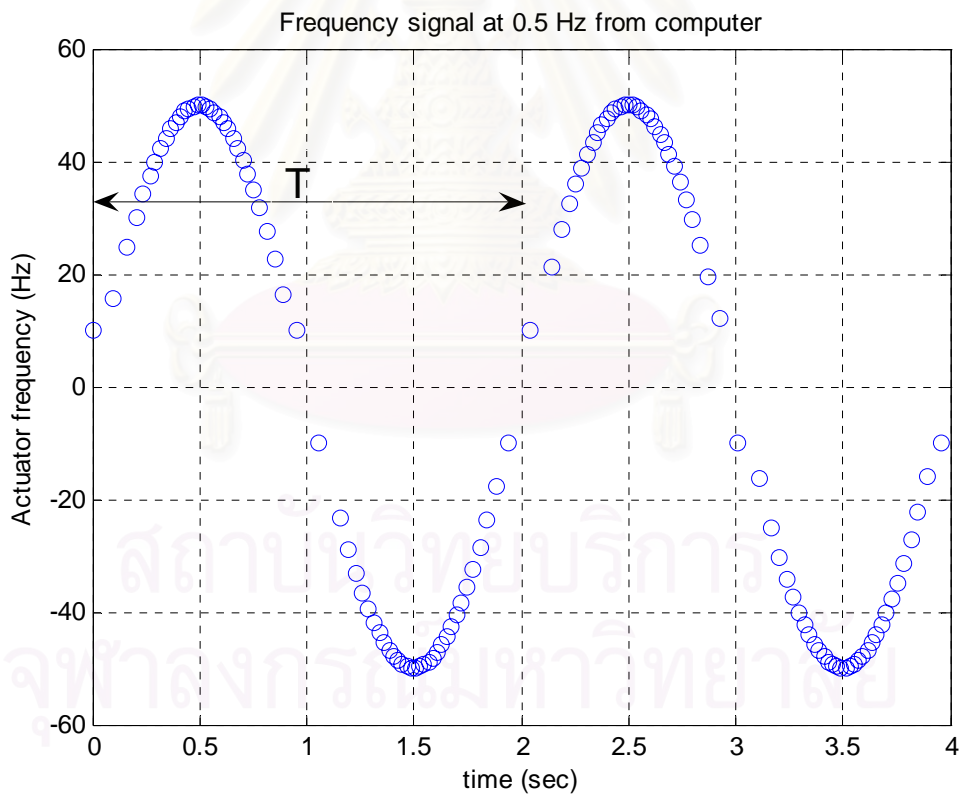
3.1.1 สัญญาณความถี่

ในงานวิจัยนี้นำสัญญาณสันสัมผัสซึ่งให้ข้อมูลในรูปของความถี่มาประยุกต์ใช้ในระบบนำทางผู้พิการทางสายตา ให้เคลื่อนที่หรือเคลื่อนไหวไปที่ตำแหน่งหรือทิศทางที่ต้องการ สัญญาณสันสัมผัสเป็นสัญญาณที่ง่ายต่อการเข้าใจ รวมทั้งไม่ก่อให้เกิดการกวนของสัญญาณเมื่อเปรียบเทียบกับการใช้สัญญาณเสียง

การหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนี้ใช้วิธีผลตอบสนองเชิงความถี่ การวิเคราะห์ข้อมูลจึงกระทำบนโดเมนความถี่ สัญญาณความถี่ที่เกิดขึ้นจึงมี 2 ส่วนคือ 1. สัญญาณความถี่อินพุต $n(t)$ ซึ่งคือความถี่ที่ทำให้ผู้ทดลองเคลื่อนที่ด้วยความถี่นั้น $n(t) = 1/T(t)$ T คือคาบของสัญญาณ (วินาที) ดังแสดงในรูปที่ 3.2 เช่น ถ้าต้องการให้ผู้ทดลองหมุนแขนไปและกลับใช้เวลา 2 วินาที จะมีค่าความถี่ $n(t)$ เท่ากับ 0.5 เฮิร์ตซเป็นต้น 2. สัญญาณความถี่ของตัวกระตุ้นสั่นสัมผัส $f(t)$ ความถี่ทั้งสองมีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 3.1 t คือเวลา (วินาที)

$$f(t) = 50\sin(2\pi \times n(t) \times t) \quad (3.1)$$

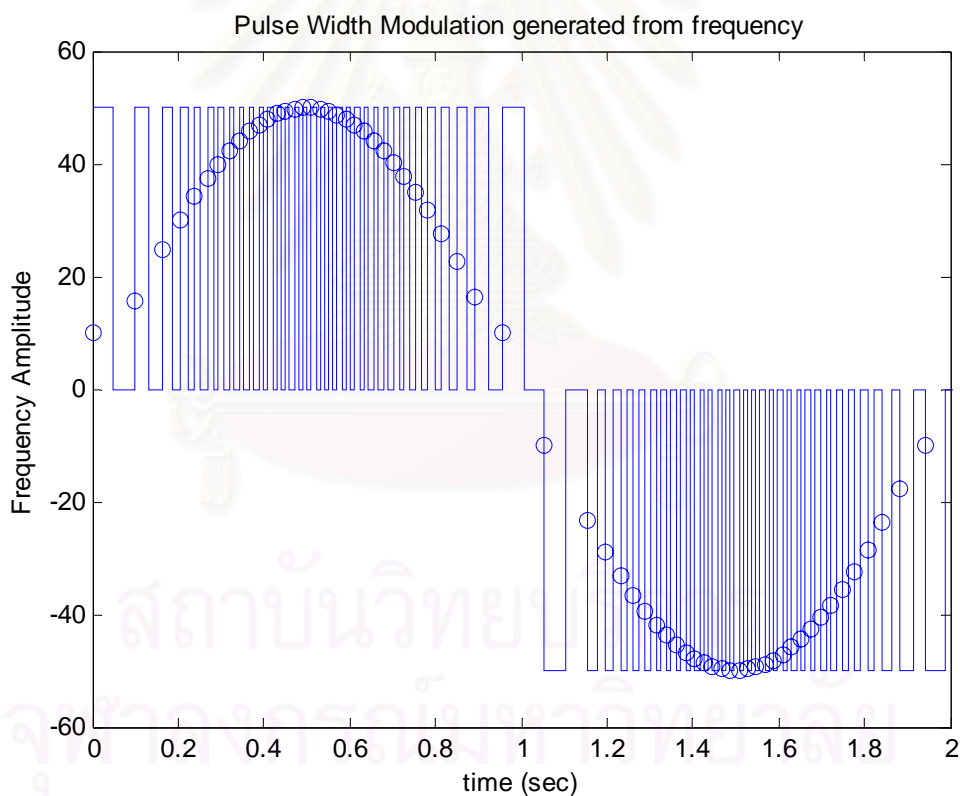
คอมพิวเตอร์สร้างสัญญาณความถี่ของตัวกระตุ้น $f(t)$ ซึ่งได้มาจากอินพุต $u(t)$ แอมพลิจูดของความถี่อินพุต $u(t)$ คือสัญญาณความถี่ของตัวกระตุ้นสั่นสัมผัส $f(t)$ ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 สัญญาณความถี่ไซน์ที่ความถี่ 0.5 เฮิร์ตซ ($n(t) = 0.5\text{Hz}$)

รูปที่ 3.2 แสดงสัญญาณความถี่อินพุตที่ส่งให้คนเคลื่อนแขนตามคือความถี่ 0.5 เฮิร์ตซ และแอมพลิจูดของความถี่นี้คือ สัญญาณความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัส สัญญาณความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัสที่ใช้อยู่ในช่วง $[-50, -10] \cup [10, 50]$ เฮิร์ตซ คาบของสัญญาณความถี่ไซน์ (T) มีค่าเท่ากับ 2 วินาที ความถี่อินพุตที่ส่งให้ผู้ทดลองจึงมีค่าเท่ากับ 0.5 เฮิร์ตซ

สาเหตุที่ไม่สามารถส่งข้อมูลความถี่ตลอดช่วง $[-50, 50]$ เพราะการส่งข้อมูลที่มีความถี่สัมบูรณ์ต่ำกว่า 10 เฮิร์ตซ (ความถี่บวกคือความถี่ที่เกิดจากตัวกระตุ้นสัมผัสที่อยู่ด้านนอกของข้อมือ ความถี่ลบคือความถี่ที่เกิดจากตัวกระตุ้นสัมผัสที่อยู่ด้านในของข้อมือ) หรือคาบสัมบูรณ์มากกว่า 0.1 วินาที ทำให้ช่วงเวลาของการส่งข้อมูลนานเกินไป ผลตอบสนองของผู้ใช้จะเกิดเวลาประวิงมาก ความถี่สัมบูรณ์ต่ำสุดจึงถูกกำหนดอยู่ที่ 10 เฮิร์ตซซึ่งที่ความถี่นี้ผู้ใช้จะเริ่มรู้สึกสั่นเมื่อเวลาผ่านไป 0.05 วินาที เวลาประวิงที่วัดได้จริงจึงเกิดจากผลรวมของ 0.05 วินาทีกับเวลาประวิงของผู้ทดลอง



รูปที่ 3.3 สัญญาณที่ส่งไปให้แขนเป็นสัญญาณพัลส์วิทโมดูเลต (PWM)

สัญญาณความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัสที่ส่งไปให้แขนเป็นสัญญาณพัลส์วิทโมดูเลชัน (PWM) ซึ่งมาจากแอมพลิจูดของสัญญาณความถี่อินพุต สัญญาณพัลส์วิทโมดูเลชันเป็นสัญญาณแบบดิจิทัลซึ่งมีลักษณะเป็นคลื่นสี่เหลี่ยม ดังแสดงในรูปที่ 3.3 เมื่อสัญญาณความถี่ไซน์ที่ออกจากคอมพิวเตอร์ถูกส่งให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ ไมโครคอนโทรลเลอร์เปลี่ยนสัญญาณ

ความถี่ไซน์เป็นสัญญาณความถี่ในรูปพัลส์วิทโมดูละชัน สัญญาณนี้ถูกจะนำไปขยายและขับผ่าน ไอซี ULN 2803 รายละเอียดของอุปกรณ์และการเชื่อมต่ออุปกรณ์อยู่ในภาคผนวก ก

สัญญาณพัลส์วิทโมดูละชันเป็นสัญญาณที่สามารถสร้างแรงขับตัวกระตุ้นสันสัมผัส ได้มากที่สุด เนื่องจากขณะที่แกนเหล็กสั้นขึ้นลง มีช่องว่างอากาศเกิดขึ้นสลับกันไปมา สนามแม่เหล็กถูกสร้างให้เกิดขึ้นบริเวณช่องว่างอากาศ ถ้าสนามแม่เหล็กถูกเหนี่ยวนำโดย สัญญาณไซน์จะทำให้แรงที่ได้จากการเหนี่ยวนำค่อย ๆ เกิดขึ้น แกนเหล็กจึงค่อย ๆ เคลื่อนที่ แรงสันสัมผัสซึ่งถูกเหนี่ยวนำด้วยสัญญาณไซน์จึงมีค่าน้อยกว่าแรงสันสัมผัสซึ่งถูกเหนี่ยวนำด้วย สัญญาณพัลส์วิทมาก รายละเอียดเพิ่มเติมอยู่ในภาคผนวก ค

3.1.2 ตัวกระตุ้นสันสะท้อนชนิดสัมผัส



รูปที่ 3.4 ตัวกระตุ้นสันสะท้อนชนิดสัมผัส

ตัวกระตุ้นสันสะท้อนชนิดสัมผัสดังแสดงในรูปที่ 3.4 ทำหน้าที่กำเนิดความถี่ในช่วง $[-50, -10] \cup [10, 50]$ เฮิร์ตซ โดยส่งความถี่ไปให้ผิวหนัง ความถี่นี้เกิดขึ้นจากการสั้นขึ้นลงของ แกนเหล็ก ทิศทางของการสั้นขึ้นลงของแกนเหล็กตั้งฉากกับผิวหนังจึงเกิดการสัมผัสขึ้น รายละเอียดของตัวกระตุ้นสันสัมผัสมีดังนี้ ขดลวดทองแดงมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 5.4 มิลลิเมตร จำนวนรอบของขดลวดเท่ากับ 2000 รอบ แกนเหล็กมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มม. ยาว 11 มม. วัตต์คาร์ลัคแดนซ์ของขดลวดขณะไม่มีแกนเหล็กได้ 28 mH และขณะมีแกนเหล็กได้ 40 mH ตัว ตัวโครงถูกสร้างจากโพลีเอทิลีนซึ่งไม่เป็นฉนวนของสนามแม่เหล็ก ดังรูปที่ 3.3 ตัวกระตุ้นนี้ใช้ แหล่งจ่ายไฟ 25 โวลต์ สามารถสร้างความถี่มากกว่า 100 Hz ในการทดลองใช้ที่ความถี่ 10 ถึง 50 เฮิร์ตซ เป็นเพราะความแรงของการสันสัมผัสแปรผกผันกับความถี่ ถ้าสันที่ความถี่สูงความ แรงในการสันจะเบามาก นอกจากนี้ผู้วิจัยทดลองศึกษาใช้ตัวกระตุ้นวอยซ์คอยล์ซึ่งสามารถ กำเนิดความถี่สูงมากกว่า 100 เฮิร์ตซ ส่งแรงสันสะท้อนกระทำต่อบริเวณข้อมือ พบว่าผู้ใช้งาน จะไม่รู้สึกรถึงแรงสันที่เกิดขึ้นแต่จะรู้สึกได้ดีถ้าแรงสันสะท้อนกระทำต่อปลายนิ้ว ตัวกระตุ้นสัน สัมผัสที่ถูกเลือกใช้ในงานวิจัย มีลักษณะการทำงานเช่นเดียวกับโซลินอยด์ ซึ่งสามารถสร้าง ความถี่ในช่วงที่ต้องการได้ง่าย ทำให้สะดวกในการวิจัย รายละเอียดเพิ่มเติมของอุปกรณ์และ การคำนวณค่าอินดักแตนซ์อยู่ในภาคผนวก

3.2 การตอบสนองเชิงความถี่

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนี้ได้มาจากข้อมูลที่ไต่จากผลการทดลอง เนื่องจากการตอบสนองของคนมีความซับซ้อนยากที่จะคำนวณโดยใช้สมการทางคณิตศาสตร์ ดังนั้นผู้เขียนจึงหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์อาศัยการวิเคราะห์ด้วยข้อมูลจากผลการทดลอง ผลตอบสนองเชิงความถี่ของคนที่มีต่อตัวกระตุ้นแบบไซน์สัมผัส

ฟังก์ชันถ่ายโอนผลตอบสนองเชิงความถี่ของระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขน $g(t)$ คือ อัตราส่วนของเอาต์พุตมุมของปลายแขน $\theta(t)$ ที่มีต่ออินพุตความถี่ของการสั่นของตัวกระตุ้น $f(t)$ เมื่อเขียนให้อยู่ในรูปของการแปลงลาปลาซ ระบบวงเปิดนี้คือ

$$\frac{\Theta(s)}{F(s)} = G(s) \quad (3.2)$$

โดยความถี่อินพุต $f(t)$ คือ ความถี่คลื่นรูปไซน์ซึ่งส่งให้ผู้ทดลองหมุนแขนตอบสนองไปมา แอมพลิจูดของความถี่อินพุตเท่ากับความถี่ของการสั่นของตัวกระตุ้น โดยมีความถี่สูงสุดคือ 50 Hz สำหรับการทดลองการตอบสนองเชิงความถี่จะใช้ความถี่สูงสุดเท่ากับ 50 เฮิร์ตซ์ ตลอดทุกการทดลอง

$$f(t) = 50 \sin \omega t \quad (3.3)$$

สมการที่ 3.2 สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของการแปลงลาปลาซได้คือ

$$F(s) = \frac{50\omega}{s^2 + \omega^2} \quad (3.4)$$

ดังนั้นการตอบสนองสามารถเขียนได้ในรูป

$$\Theta(s) = G(s) \frac{50\omega}{s^2 + \omega^2} \quad (3.5)$$

เมื่อทำการกระจายตัวส่วนของสมการที่ 3.4 จะเป็นผลให้เกิดพจน์ซึ่งเป็นตัวแทนของ $G(s)$ และพจน์ซึ่งเป็นตัวแทนของอินพุตไซน์ และถ้า $G(s)$ เป็นระบบที่มีเสถียรภาพ พจน์ซึ่งเป็นตัวแทนของ $G(s)$ จะหมดไปเมื่อผ่านช่วงทรานเซียนท์ และจะเหลือเพียงการกระตุ้นด้วยสัญญาณไซน์ในช่วงอยู่ตัว นั่นคือ

$$G(s) \frac{50\omega}{s^2 + \omega^2} = \dots + \frac{\alpha_0}{s + j\omega} + \frac{\alpha_1}{s - j\omega} \quad (3.6)$$

โดย α_0 และ α_1 มาจากการกระจายตัวส่วน (Partial Fraction) สมการที่ 3.5 สามารถเขียนให้อยู่ในโดเมนเวลาโดยใช้การแปลงอินเวอร์ตลาปลาซ

$$\theta(t) = \alpha_0 e^{-j\omega t} + \alpha_1 e^{j\omega t} \quad (3.7)$$

การหาสัมประสิทธิ์ α_0 ทำได้โดยคุณสมบัติ 3.5 ทั้งสองด้านด้วย $s + j\omega$ และให้ $s = -j\omega$

$$\begin{aligned} \alpha_0 &= \left[\frac{(s + j\omega)G(s)50\omega}{s^2 + \omega^2} \right]_{s=-j\omega} = \left[\frac{G(s)50\omega}{s - j\omega} \right]_{s=-j\omega} = \frac{G(-j\omega)50}{-2j} \\ &= -\frac{50}{2j} |G(j\omega)| e^{-j\angle G(j\omega)} \end{aligned} \quad (3.8)$$

การหาสัมประสิทธิ์ α_1 ทำได้เช่นเดียวกัน

$$\alpha_1 = \left[\frac{(s - j\omega)G(s)50\omega}{s^2 + \omega^2} \right]_{s=j\omega} = \frac{G(j\omega)50}{2j} = \frac{50}{2j} |G(j\omega)| e^{j\angle G(j\omega)} \quad (3.9)$$

เมื่อเราแทนค่าสัมประสิทธิ์ α_0 และ α_1 ลงในสมการที่ 3.6

$$\Theta(s) = \frac{-\frac{50}{2j} |G(j\omega)| e^{-j\angle G(j\omega)}}{s + j\omega} + \frac{\frac{50}{2j} |G(j\omega)| e^{j\angle G(j\omega)}}{s - j\omega} \quad (3.10)$$

หาผลการแปลงกลับลาปลาซ

$$\begin{aligned} \theta(t) &= 50 |G(j\omega)| \left(\frac{-e^{-j(\phi + \omega t)} + e^{j(\phi + \omega t)}}{2j} \right) \\ &= 50A \sin(\omega t + \phi) \end{aligned} \quad (3.11)$$

ซึ่งมีขนาด (A) และเฟส (ϕ) คือ

$$A = |G(j\omega)| = |G(s)|_{s=j\omega} \quad (3.12)$$

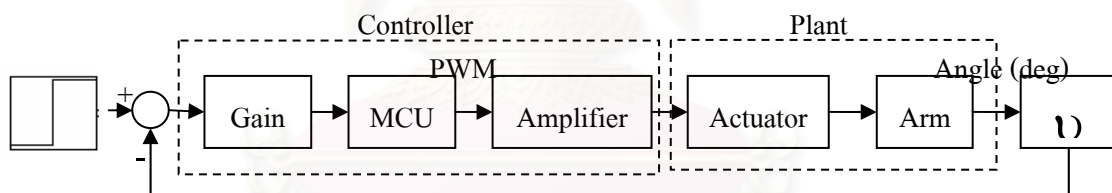
$$\phi = \tan^{-1} \frac{\text{Im}[G(j\omega)]}{\text{Re}[G(j\omega)]} = \angle G(j\omega) \quad (3.13)$$

ดังนั้น ระบบซึ่งมีเสถียรภาพและมีความเป็นเชิงเส้น $G(s)$ ถ้าถูกกระตุ้นด้วยสัญญาณไซน์ จะให้เอาต์พุต $\theta(s)$ ด้วยความถี่เดียวกับอินพุต $F(s)$ ดังนั้นฟังก์ชันถ่ายโอน $G(s)$ จึงเป็นตัวแทนของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบวงเปิด

3.3 การทดลอง

วัตถุประสงค์ของการทดลองคือ การหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์การเคลื่อนแขนโดยมีอินพุตคือความถี่ของตัวกระตุ้นสั่นสัมผัส เพื่อนำแบบจำลองนี้ไปออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่ แบบจำลองของระบบนี้ได้มาจากข้อมูลที่ได้จากผลการทดลอง โดยทดลองกับผู้ทดลองสายตาบอดซึ่งถูกปิดตาและหูจำนวน 10 คน เพื่อป้องกันสิ่งเร้าจากภายนอก ผู้ทดลองมีอายุอยู่ระหว่าง 20-30 ปี เป็นเพศชาย 8 คน และเพศหญิง 2 คน โดยทำการทดลอง 2 การทดลองคือ การทดลองผลตอบแทนเชิงชั้น และการทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่

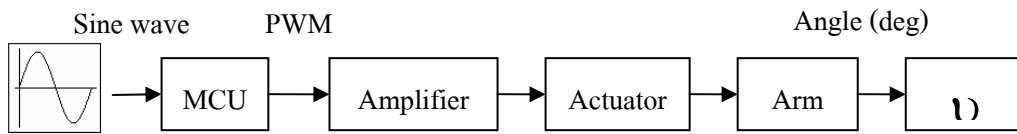
การทดลองที่ 1 การทดลองผลตอบแทนเชิงชั้น มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความสามารถเบื้องต้นของความเข้าใจการให้ข้อมูล ความเร็วในการตอบสนอง และแนวคิดเบื้องต้นของรูปแบบของฟังก์ชันถ่ายโอน การทดลองผลตอบแทนเชิงชั้น คือการทดลองให้ผู้ทดลองหมุนแขนไปยังมุมอ้างอิงด้วยการป้อนกลับ ผลตอบแทนเชิงชั้นซึ่งสามารถให้ข้อชี้บ่งว่าระบบมีความเป็นเชิงเส้นหรือไม่ การเปลี่ยนเชิงชั้นทั้งที่ศบวกและลบสามารถนำมาเขียนโปรแกรมทดลองได้อย่างง่าย ผลตอบแทนสำหรับขนาดเชิงชั้นค่าต่าง ๆ จะบ่งชี้ว่าสามารถใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์เชิงเส้นได้หรือไม่ ถ้าไม่สามารถใช้แบบจำลองเชิงเส้นได้ ระบบไม่เชิงเส้นจะปรากฏออกมาเช่นเฟสล้าหลัง เวลาหน่วง



รูปที่ 3.5 แผนภาพบล็อกการทดลองผลตอบแทนเชิงชั้น

รูปที่ 3.5 แสดงแบบแผนการทดลองผลตอบแทนเชิงชั้น ผู้เขียนได้กำหนดมุมอ้างอิงต่าง ๆ ผลต่างระหว่างมุมอ้างอิงกับมุมแขนของผู้ทดลองเมื่อนำไปคูณกับค่าเกนจะเป็นความถี่ของการสั่น ค่าความถี่จะถูกส่งไปให้ไมโครคอนโทรลเลอร์เปลี่ยนเป็นสัญญาณพัลส์วิทโมดูเลชันซึ่งจะไปผ่านวงจรขยายเพื่อนำไปขับตัวกระตุ้นสั่นสัมผัส ตัวกระตุ้นสั่นสัมผัสจะส่งค่าความถี่ไปยังแขนของผู้ทดลอง

การทดลองที่ 2 การทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่ มีวัตถุประสงค์เพื่อหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบ การทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่ คือการทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่ของผู้ทดลองซึ่งเคลื่อนปลายแขนด้วยความถี่เดียวกับความถี่ที่ได้กำหนดไว้ ข้อมูลจากผลการทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่จะถูกนำไปหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ด้วยวิธีผลตอบแทนเชิงความถี่



รูปที่ 3.6 แผนภาพบล็อกของการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่แบบวงเปิด

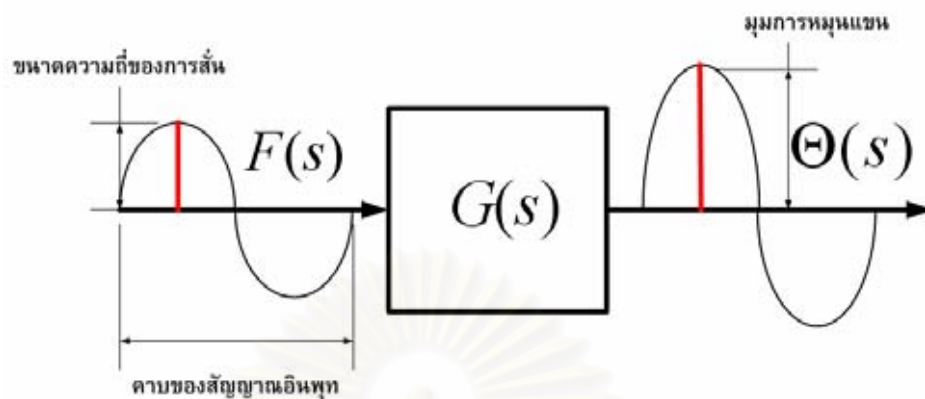
ขั้นตอนการทดลองทั้งสองการทดลองมีดังนี้

1. ผู้ทดลองถูกติดตั้งตัวกระตุ้นสั่นสัมผัสบนแขนขวบริเวณข้อมือด้านในและด้านนอก
2. ทำการตกลงกับผู้ทดลองว่าจะหมุนแขนทิศเดียวกับการสั่น คือเมื่อตัวกระตุ้นด้านใดสั่น ผู้ทดลองจะหมุนแขนไปด้านนั้น และเมื่อตัวสั่นด้วยความถี่ที่สูงขึ้น ผู้ทดลองจะหมุนแขนด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น และถ้าตัวสั่นสัมผัสด้วยความถี่ที่ช้าลง ผู้ทดลองจะหมุนแขนด้วยความเร็วที่ลดลง
3. กำหนดมุมอ้างอิงต่าง ๆ ที่จะให้ผู้ทดลองหมุนไปคือมุม -30° , 0° , 30° , 0° , 30° และ 0° ตามลำดับ โดยผู้ทดลองไม่ทราบว่าเป็นมุมใด ในแต่ละมุมจะใช้เวลา 7 วินาทีจึงจะเปลี่ยนไปยังมุมต่อไป โดยจะใช้การควบคุมแบบป้อนกลับเชิงสัดส่วน โดยความถี่ที่ใช้สั่นจะเป็นไปตามสมการดังนี้

$$f = K(\theta - \theta_{ref}) \quad (3.14)$$

โดยใช้ความถี่ในช่วง 10 - 50 Hz สำหรับการทดลองนี้ใช้ค่าเกน $K = 1$ โดยเมื่อผู้ทดลองหมุนแขนเข้าใกล้มุมอ้างอิง ตัวกระตุ้นจะสั่นที่ความถี่ลดลง และทำการทดลองนี้ซ้ำเดิม 6 ครั้ง บันทึกมุมแขน (องศา) และเวลา (วินาที) เพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะ การเรียนรู้ และการเปลี่ยนแปลงของเวลาที่ใช้ในการเข้าสู่สภาวะอยู่ตัว (rise time and settling time)

4. ทำการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่ โดยจะส่งค่าคาบของสัญญาณอินพุตเป็นคลื่นไซน์ชอยดอล เอาท์พุตคือตำแหน่งมุมของการหมุน เพื่อหาแบบจำลองการตอบสนองของผู้ทดลองแต่ละคน ซึ่งจะทดลองที่ความถี่ 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 และ 1.1 Hz จากนั้นนำข้อมูลที่ได้ออกไปหาแผนภาพโบดี ซึ่งจะนำไปสู่การหาแบบจำลองการตอบสนองของการสั่น



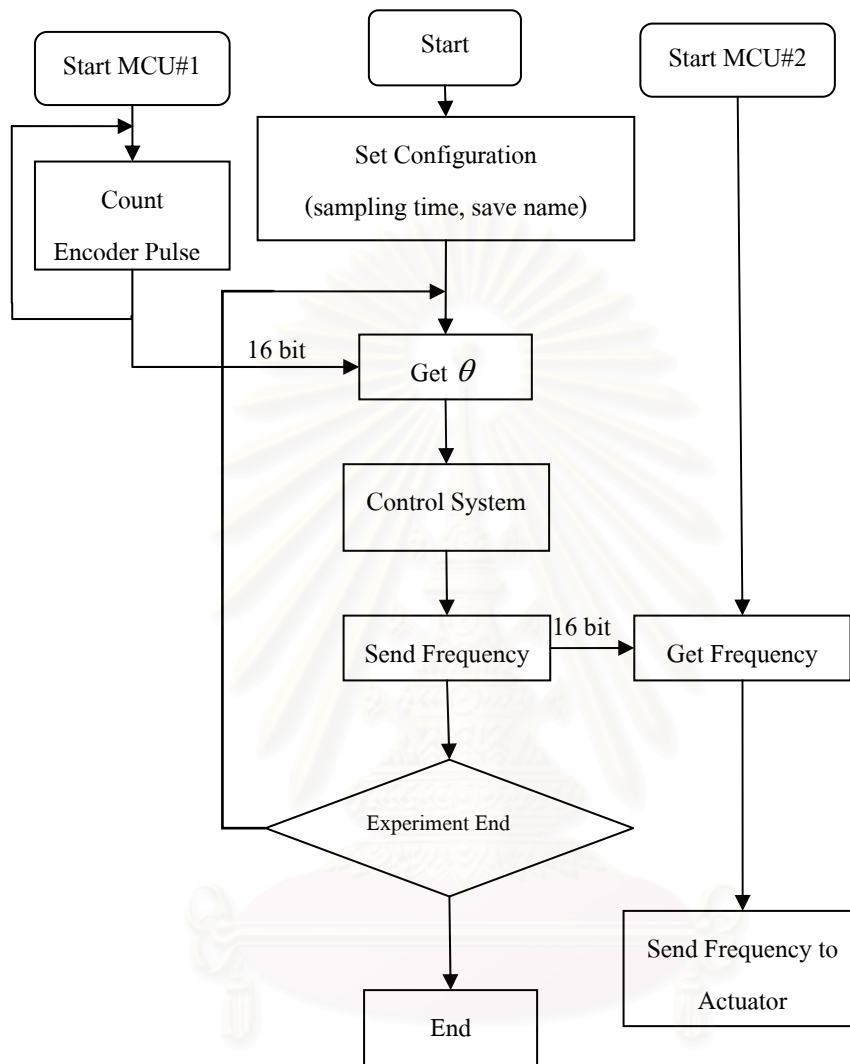
รูปที่ 3.7 แผนภาพการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่

5. บันทึกตำแหน่งการหมุนของข้อมือ (องศา) เทียบกับเวลา (วินาที) โดยคอมพิวเตอร์จะเก็บข้อมูลของตำแหน่งการหมุนทุก 0.05 วินาทีตลอดระยะเวลาการทดลอง
6. ทำการทดลองการตอบสนองเชิงขั้นซ้ำตามข้อที่ 3 อีกครั้ง เพื่อตรวจสอบผลการเปลี่ยนแปลงของการตอบสนองเทียบกับขณะเริ่มต้นทดลอง
7. ทำการทดลองซ้ำใหม่อีกครั้งเมื่อระยะเวลาผ่านไป 6 เดือนเพื่อสังเกตการเปลี่ยนแปลงของคุณลักษณะ

ผู้เขียนได้เลือกทดลองที่ความถี่อินพุต 0.3 – 1.1 เฮิรตซ์ สำหรับการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่เหตุว่าที่ความถี่อินพุตต่ำ ผู้ทดลองจะพยายามหมุนแกนเกินขอบเขตที่กล้ามเนื้อแขนสามารถทำได้คือมากกว่า 45 องศาหรือน้อยกว่า -45 องศา ค่าความถี่อินพุต 0.3 เฮิรตซ์ จึงเป็นความถี่ที่เหมาะสม และที่ความถี่สูงผู้ทดลองส่วนใหญ่ไม่สามารถตอบสนองได้ทันซึ่งสังเกตได้จากผลการทดลองที่ให้ค่าความถี่เอาท์พุตไม่เท่ากับค่าความถี่อินพุต ดังที่จะแสดงในส่วนผลการทดลอง

สถาบันนวัตยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การทำงานของโปรแกรมทดลอง



รูปที่ 3.8 แสดงแผนภูมิการไหลของโปรแกรม

โปรแกรมที่ใช้ในการทดลองถูกเขียนขึ้นแบ่งเป็นสามส่วนดังแสดงในรูปที่ 3.8 คือ ส่วนแรกทำหน้าที่ประมวลผลและควบคุม ส่วนสองทำหน้าที่เก็บค่าเอนโคดเดอร์ และส่วนสุดท้ายทำหน้าที่สร้างสัญญาณพัลส์วิทโมดูเลชัน โดยมีรายละเอียดของแต่ละส่วนดังนี้ ส่วนแรกส่วนควบคุมถูกเขียนอยู่บนคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่รับตำแหน่งมุมแกนที่ได้จากเอนโคดเดอร์ ค่าตำแหน่งมุมถูกส่งผ่านทาง MCU#1 ซึ่งอยู่ในรูปของเลขจำนวนเต็ม 16 บิต เข้ามายังการ์ด PCI-9112 จากนั้นตำแหน่งมุมจะถูกนำไปประมวลผลเพื่อหาค่าความถี่ และส่งค่าความถี่ที่ได้ไปให้ MCU#2 เพื่อให้ MCU#2 กำเนิดสัญญาณพัลส์วิทโมดูชัน เพื่อขับตัวกระตุ้นให้เคลื่อนสัญญาณความถี่ โปรแกรมในส่วนควบคุมส่วนแรกถูกเขียนด้วยภาษา C++ ด้วยคอมไพเลอร์ Microsoft Visual C++.net ส่วนที่สองคือส่วนที่ทำหน้าที่นับค่าพัลส์จากเอนโคดเดอร์ ค่าพัลส์จาก

เอนโคเดเดอร์จะออกมาในรูปของ สัญญาณพัลส์ A และ B ซึ่งมีเฟสต่างกัน 90 องศา สัญญาณพัลส์เหล่านี้จะถูกเปลี่ยนเป็นมุมด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ โปรแกรมนับค่าพัลส์ถูกเขียนขึ้นด้วยภาษา C ด้วยคอมไพเลอร์ PCW และส่วนสุดท้ายคือส่วนสร้างความถี่ ทำหน้าที่เปลี่ยนค่าความถี่ที่ได้รับมาซึ่งอยู่ในรูปของเลขจำนวนเต็ม 16 บิตเป็นความถี่ในรูปของพัลส์วิทโมดูเลชัน โปรแกรมสร้างความถี่ถูกเขียนอยู่บนไมโครคอนโทรลเลอร์ด้วยภาษา C ด้วยคอมไพเลอร์ PCW

การทำงานของโปรแกรมทดลองของทั้ง 2 การทดลองมีความเหมือนกัน ยกเว้นระบบควบคุม คือในการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นใช้การควบคุมแบบปิด ตำแหน่งมุมที่ได้รับจะถูกนำไปประมวลผลเพื่อสร้างความถี่ตามสมการที่ 1 สำหรับการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ใช้การควบคุมแบบเปิดไม่นำตำแหน่งมุมแขนมาประมวลผล เมื่อเริ่มต้นโปรแกรมค่าตัวแปรเริ่มต้นต่าง ๆ จะถูกกำหนดขึ้นซึ่งคือ ค่าอัตราการเก็บค่าเวลา และชื่อข้อมูลที่เก็บ (ชื่อผู้ทดลอง และความถี่ที่ใช้) ขณะทดลองตำแหน่งองศาแขนของผู้ทดลองจะถูกเก็บทุกค่าอัตราการเก็บค่าเวลา ซึ่งได้จากไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่หนึ่ง ตำแหน่งองศาของแขนจะถูกนำไปประมวลผลเพื่อส่งความถี่ไปให้แก่ตัวกระตุ้น ผ่านทางไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่สอง ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่สองจะแปลงความถี่ที่ได้รับมาให้เป็นความถี่ในลักษณะพัลส์วิทโมดูเลชันส่งไปให้แก่ตัวกระตุ้น สันสัมผัสเพื่อสร้างความถี่ให้แขนของผู้ทดลอง โดยจะวนลูปทำเช่นนี้ไปจนจบเวลาการทดลอง



รูปที่ 3.9 ภาพแสดงผู้ทดลองขณะทำการทดลอง

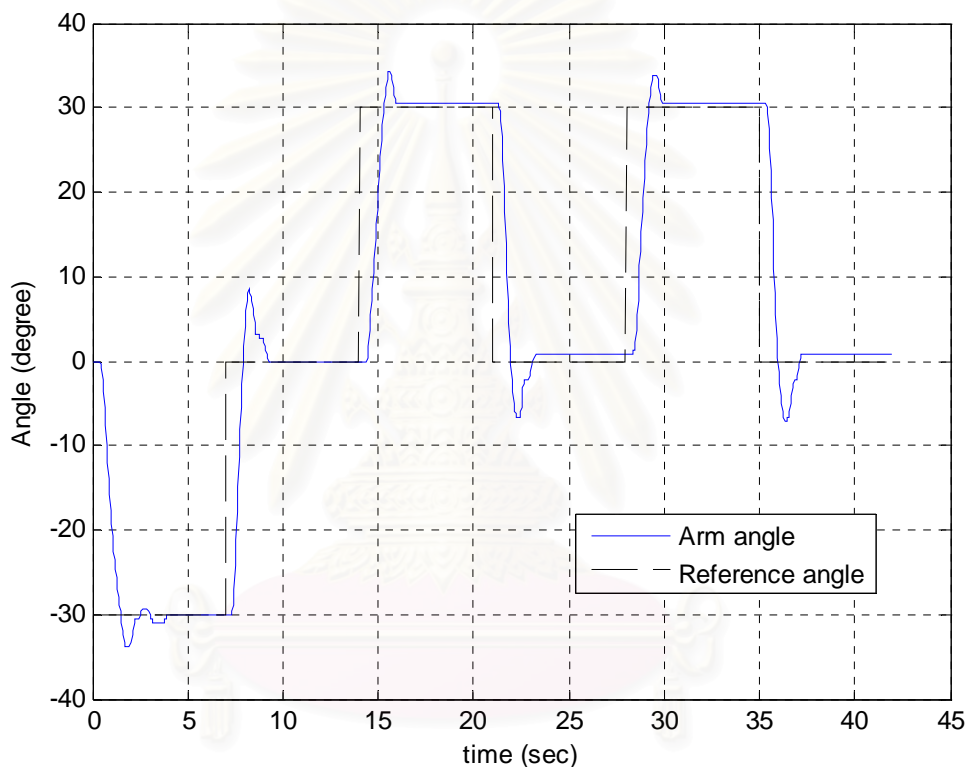
รูปที่ 3.9 แสดงผู้ทดลองขณะทำการทดลองซึ่งมีตัวกระตุ้นติดอยู่ที่ข้อมือด้านในและด้านนอกของมือขวา ผู้ทดลองจะถูกปิดตาและหูเพื่อป้องกันสิ่งรบกวนจากภายนอก ข้อมูลการทดลองที่ผู้ทดลองทราบมีดังนี้คือ

1. ตัวกระตุ้นด้านใดสั่นให้เคลื่อนแขนไปที่ด้านนั้น

2. ถ้าตัวกระตุ้นสั้นที่ความถี่สูงขึ้นไปให้เคลื่อนแขนด้วยความเร็วสูงขึ้น
3. ถ้าตัวกระตุ้นสั้นที่ความถี่ต่ำลงไปให้เคลื่อนแขนด้วยความเร็วช้าลง
4. ถ้าตัวกระตุ้นหยุดสั้นไม่ต้องเคลื่อนที่

3.4 ผลการทดลอง

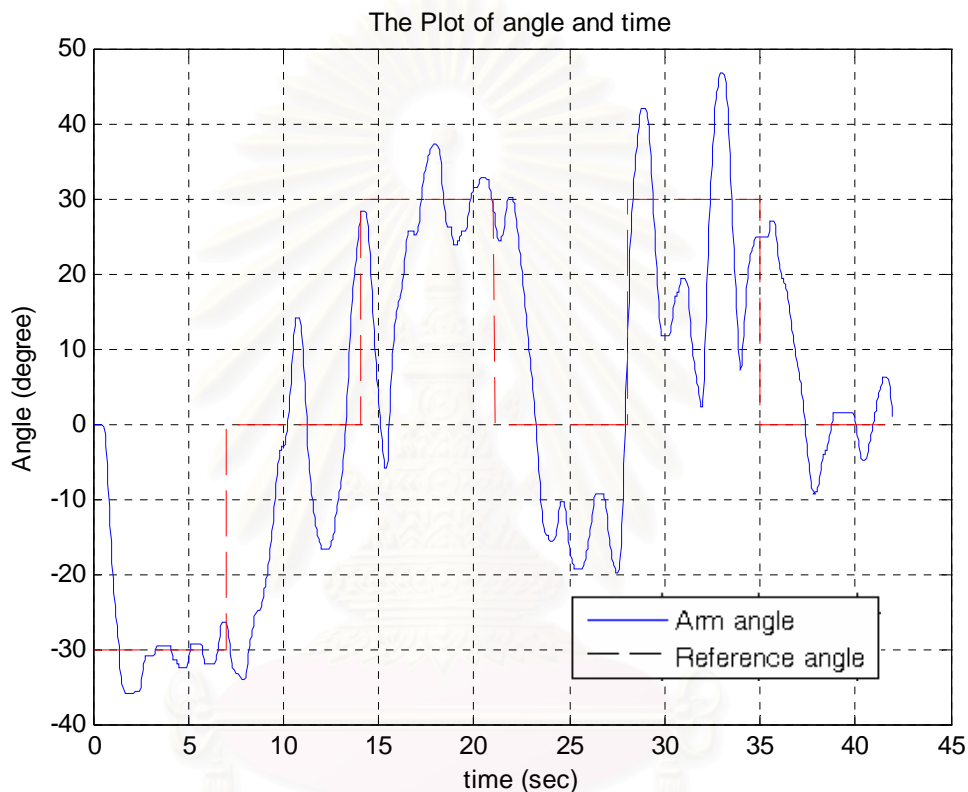
3.4.1 ผลการทดลองที่ 1 ผลตอบสนองเชิงขั้น



รูปที่ 3.10 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้น

จากรูปที่ 3.10 แสดงผลการทดลองที่ 1 ผลตอบสนองเชิงขั้น เส้นประแสดงมุมอ้างอิง และเส้นทึบแสดงผลตอบสนองจากผู้ทดลอง พบว่าหลังจากผู้ทดลองได้ทำการเรียนรู้ระบบ ประมาณ 4-5 นาที ด้วยการทดลองแนะนำด้วยตัวควบคุมเชิงสัดส่วนเคลื่อนแขนจากมุมหนึ่งไปยังอีกมุมหนึ่ง ผลการทดลองส่วนใหญ่เป็นไปตามดังรูปที่ 3.10 คือมีเวลาประวิงเกิดขึ้นในตอนเริ่มต้น ผู้ทดลองสามารถเข้าสู่ภาวะสมดุลได้ แต่มีความแตกต่างในค่าโอเวอร์ชูต เวลาเข้าที่ และ เวลาประวิง โดยจากรูปจะเห็นว่าในขณะที่เริ่มต้นมีเวลาประวิงเกิดขึ้นประมาณ 0.4 วินาที ซึ่งเป็นผลมาจากเวลาประวิงของผู้ทดลองรวมกับเวลาที่ใช้ในการสั้นของตัวกระตุ้นสั้นสัมผัสกล่าวคือ ตัวกระตุ้นจะเริ่มสั้นที่ความถี่ 30 เฮิร์ตซ ผู้ทดลองจะรู้สึกถึงแรงสั้นครั้งแรกที่เวลาผ่านไป 1/30 วินาที หรือ 0.033 วินาทีและเวลาในส่วนที่เหลือคือเวลาประวิงของผู้ทดลอง

ในการทดลองผลตอบแทนเชิงชั้นมีผู้ทดลองบางท่านยังไม่สามารถตอบสนองได้ทัน ซึ่งอาจเกิดจากเวลาในการเรียนรู้ไม่เพียงพอ หรือผู้ทดลองยังไม่คุ้นเคยกับอุปกรณ์ตัวกระตุ้นสัมผัส หรืออาจเกิดจากผู้ทดลองไม่สามารถควบคุมแขนให้อยู่หนึ่งในช่วง ± 1 องศาได้ ส่งผลให้ได้ผลการทดลองดังแสดงในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.11 ผลการทดลอง ผลตอบแทนเชิงชั้นของผู้ทดลองที่ไม่เข้าสู่เสถียรภาพ

จากรูปที่ 3.11 พบว่าการเคลื่อนที่ตามมุมอ้างอิงของผู้ทดลองท่านหนึ่งมีค่าผิดพลาดสูง ผลตอบแทนไม่เข้าสู่เสถียรภาพภายในระยะเวลาทดลองต่อชั้นซึ่งเท่ากับ 7 วินาที และยังพบว่าค่าโอเวอร์ชูตที่เกิดขึ้นมีค่ามาก ซึ่งอาจมีได้หลายสาเหตุคือ ระยะเวลาทดลองต่อชั้นน้อยเกินไป หากผู้ทดลองมีระยะเวลาทดลองมากกว่า 7 วินาที ผลตอบแทนอาจจะเข้าสู่เสถียรภาพ หรืออีกสาเหตุคือเวลาประวิงของผู้ทดลอง ผู้ทดลองที่มีเวลาประวิงมากทำให้ ผลตอบแทนเข้าสู่เสถียรภาพช้า

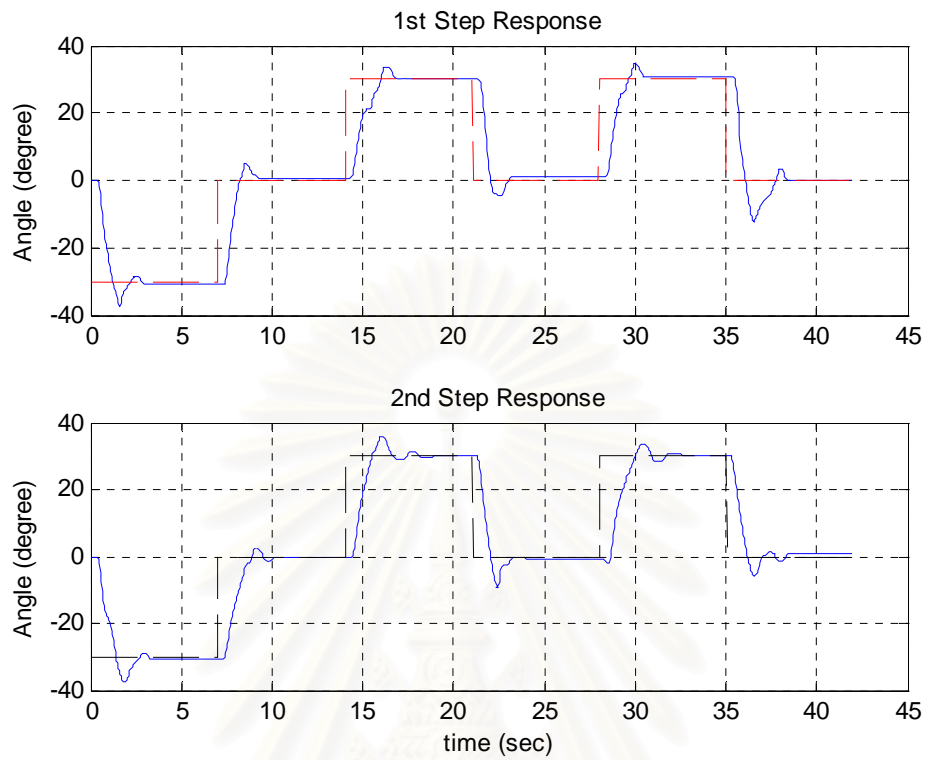
ตารางที่ 3.1 คุณลักษณะของผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองทั้งสิบคน

ผู้ทดลอง	ช่วงเวลานำขึ้น (วินาที)	เวลาเข้าที่ (วินาที)	โอเวอร์ชูต (%)	จำนวนของการแกว่ง	เวลาประวิง (วินาที)
1	1.13	2.33	25.00	1.00	0.34
2	1.26	2.74	17.50	1.25	0.36
3	4.23	5.04	4.00	0.50	0.48
4	1.06	3.25	22.25	1.00	0.41
5	0.72	2.27	22.75	1.00	0.35
6	1.10	3.34	33.00	1.00	0.36
7	1.10	2.81	9.75	0.50	0.36
8	1.00	3.10	15.90	0.75	0.53
9	0.74	2.51	30.00	0.50	0.33
10	ไม่เข้าสู่เสถียรภาพ				0.55
ค่าเฉลี่ย	0.92	2.64	21.91	0.67	0.43

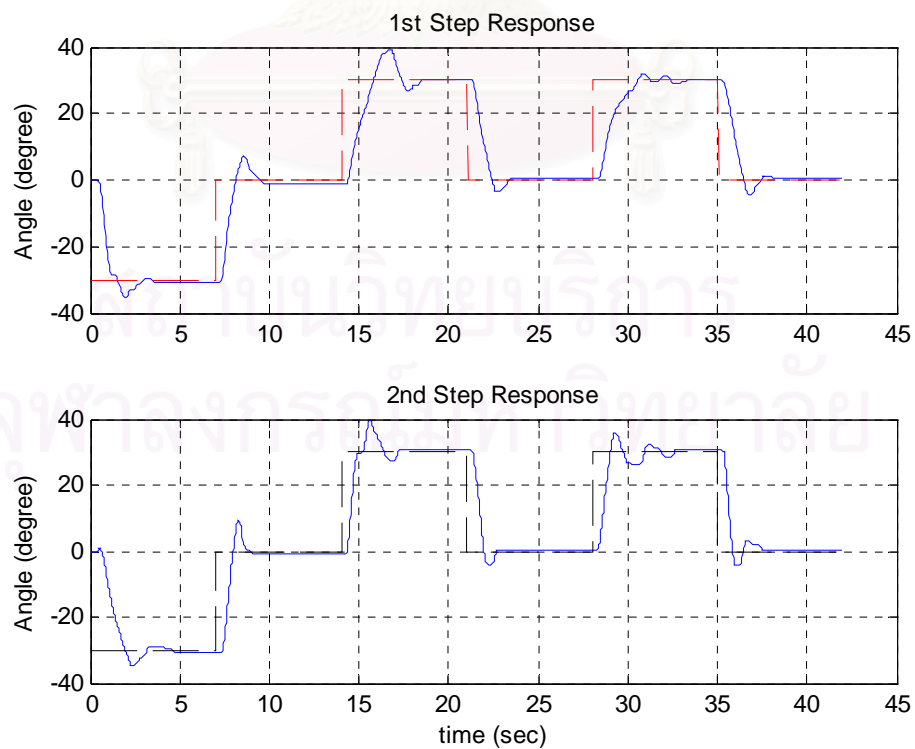
หมายเหตุ ช่วงเวลานำขึ้นถูกวัดในช่วงมุมแขน(สัญญาณเอาต์พุต)เพิ่มขึ้นจาก 10% ถึง 90% เทียบกับมุมอ้างอิง

ตารางที่ 3.1 แสดงผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองทั้งสิบ ข้อมูลในตารางที่ 1 ได้มาจากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองโดยทำการหาค่าเฉลี่ยเวลา โอเวอร์ชูต ของทั้ง 6 ช่วงตามรูปที่ 3.7 ของผู้ทดลองแต่ละท่าน จากตารางที่ 3.1 สังเกตได้ว่าผู้ทดลองที่ 3 มีช่วงเวลานำขึ้นนานที่สุด จะมีโอเวอร์ชูตต่ำ ผู้ทดลองที่มีช่วงเวลานำขึ้นน้อย จะมีโอเวอร์ชูตมาก ผู้ทดลองที่ 10 มีผลการทดลองที่ไม่เข้าสู่เสถียรภาพดังแสดงในรูปที่ 3.11

ผลการทดลองของผู้ทดลองคนเดียวกันในช่วงต่างเวลากันสามารถให้ผลที่แตกต่างกันไป ผู้ทดลองบางท่านให้ผลใกล้เคียงของเดิมแต่บางท่านให้ผลที่แตกต่างจากเดิม รูปที่ 3.12 บน แสดงผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่เวลาหนึ่ง และรูปที่ 3.12 ล่าง แสดงผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองคนเดียวกันเมื่อเวลาผ่านไป 6 เดือน ผู้ทดลองท่านนี้ให้ผลตอบสนองเชิงชั้นที่มีลักษณะใกล้เคียงของเดิม นอกจากนี้ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองส่วนใหญ่มีลักษณะไม่คงเดิม คือมีค่าเวลาเข้าที่ โอเวอร์ชูตและค่าเวลาประวิงที่เปลี่ยนแปลงไป ดังแสดงในรูปที่ 3.13 :ซึ่งจากรูปพบว่าผู้ทดลองท่านนี้มีค่าเกินเพิ่มขึ้นซึ่งสามารถสังเกตได้จากช่วงเวลานำขึ้นของรูปที่ 3.13 ล่างมีค่าน้อยกว่ารูปที่ 3.13 บน



รูปที่ 3.12 ผลการทดลองของผู้ทดลองที่ช่วงเวลาต่างกัน 6 เดือนซึ่งมีลักษณะคล้ายกัน



รูปที่ 3.13 ผลการทดลองของผู้ทดลองที่ช่วงเวลาต่างกัน 6 เดือนซึ่งมีลักษณะต่างกัน

ตารางที่ 3.2 คุณลักษณะของผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองทั้งสิบคนเมื่อเวลาต่างกัน 6 เดือน

ผู้ทดลอง	ช่วงเวลายื่น (วินาที)	เวลาเข้าที่ (วินาที)	โอเวอร์ชุต (%)	จำนวนของ การแกว่ง	เวลาประวิง (วินาที)
1	1.1	2.9	17.00	1.5	0.33
2	0.77	2.72	21.00	1.00	0.33
3	4.00	5.66	6.00	1.00	0.36
4	0.81	4.03	36.50	1.00	0.40
5	0.63	2.96	34.25	1.00	0.37
6	1.28	3.6	31.50	1.00	0.45
7	1.40	3.32	13.25	1.00	0.33
8	1.07	3.43	10.00	0.50	0.55
9	0.52	3.34	31.50	1.00	0.44
10	ไม่เข้าสู่เสถียรภาพ				0.54
ค่าเฉลี่ย	1.29	3.55	21.19	1.00	0.41

จากตารางที่ 3.1 และตารางที่ 3.2 พบว่าคุณสมบัติเฉพาะของผลตอบสนองชั่วคราวของแต่คนที่เวลาแตกต่างกันมีค่าแตกต่างกัน การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นกับช่วงเวลายื่น เวลาเข้าที่ โอเวอร์ชุต และเวลาประวิง มีค่าการเปลี่ยนแปลงที่แตกต่างกันดังแสดงในตาราง 3.3

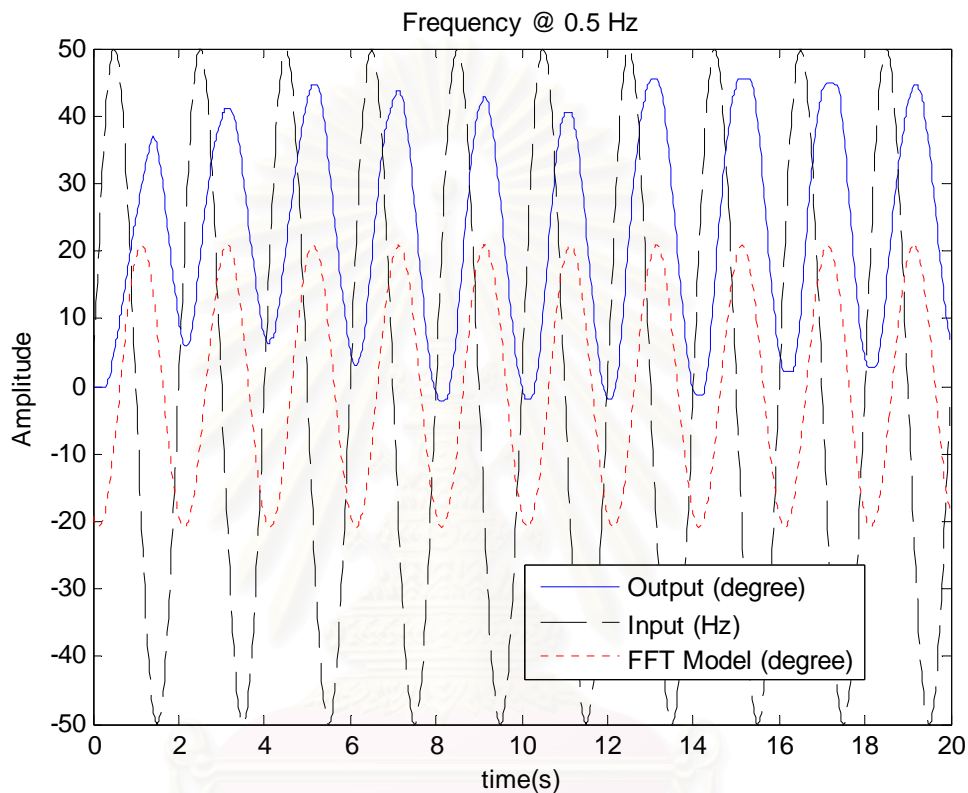
ตารางที่ 3.3 ค่าการเปลี่ยนแปลงของผลตอบสนองเชิงชั้นที่ต่างเวลา

	ช่วงเวลายื่น (วินาที)	เวลาเข้าที่ (วินาที)	โอเวอร์ชุต (%)	เวลาประวิง (วินาที)
ค่าเฉลี่ย	0.09	-0.63	-2.26	0.06
ค่าต่ำสุด	-0.3	-1.52	-14.25	-0.08
ค่าสูงสุด	0.49	0.02	8	0.12
ส่วนเบี่ยงเบน มาตรฐาน	0.24	0.44	7.83	0.06

ในแต่ละคุณสมบัติมีช่วงการเปลี่ยนแปลงคือ ในช่วงเวลายื่นมีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง -0.3 ถึง 0.5 วินาที มีค่าเฉลี่ยของการเปลี่ยนแปลงเท่ากับ 0.09 วินาที การเปลี่ยนแปลงในช่วงเวลาเข้าที่อยู่ในช่วง -1.52 ถึง 0.02 วินาที มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.63 วินาที การเปลี่ยนแปลง

โอเวอร์ชูตอยู่ในช่วง -14.25% ถึง 8% มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ -2.26% การเปลี่ยนแปลงของเวลา
ประวิง อยู่ในช่วง -0.08 ถึง 0.12 วินาที มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.06 วินาที

3.4.2 ผลการทดลองที่ 2 ผลตอบสนองเชิงความถี่

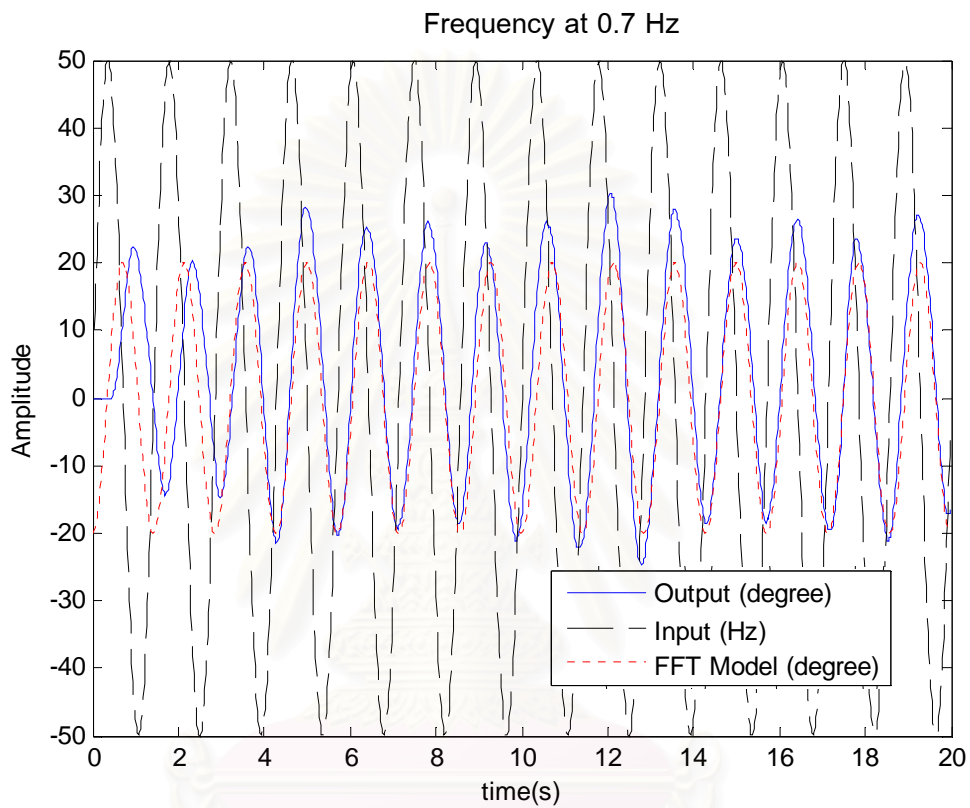


รูปที่ 3.15 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ที่ความถี่ 0.5 เฮิร์ตซ ของผู้ทดลองท่านหนึ่ง

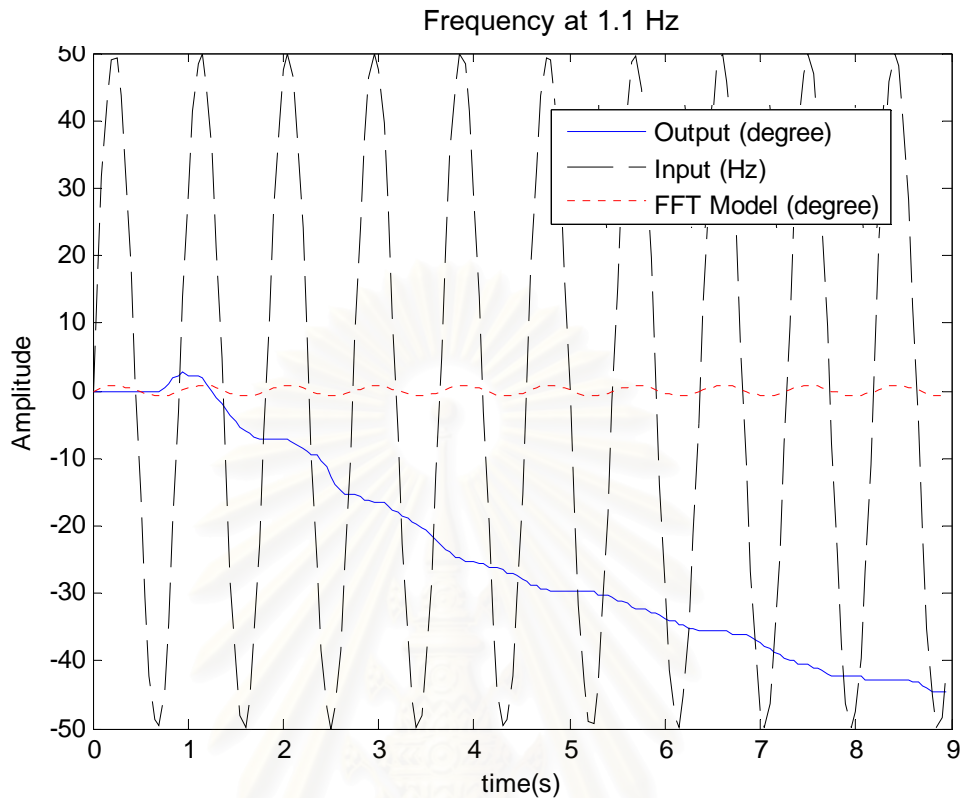
เส้นอินพุตที่ให้กับระบบคือคลื่นรูปไซน์ซึ่งมีแอมพลิจูดเท่ากับ 50 แอมพลิจูดของอินพุตคือความถี่ของตัวกระตุ้นซึ่งเกิดจากสัญญาณพัลส์วิทโมดูละชันดังแสดงในรูปที่ 3.2 เส้นเอาต์พุตคือเส้นสัญญาณไซน์ซึ่งเกิดจากผลตอบสนองการเคลื่อนแขนของผู้ทดลองซึ่งคือมุมมองขาของแขน เส้นประแสดงเส้นตัวแทนเอาต์พุตซึ่งได้มาจากวิธีการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว จากรูปที่ 3.15 พบว่าในตอนเริ่มต้นผู้ทดลองยังไม่สามารถตอบสนองต่อสัญญาณอินพุตได้ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีเวลาประวิงเกิดขึ้นประมาณ 0.4 วินาที หรือสามารถสังเกตเวลาประวิงได้จากผลต่างของเฟสของอินพุตที่ 180 และเฟสของเอาต์พุตที่ตำแหน่ง 90 โดยจะพบว่าที่ความถี่ 0.5 เฮิร์ตซ มีผลต่างของเวลาประมาณ 0.5 วินาที ซึ่งเวลาประวิงของผู้ทดลองจริงมีค่าเท่ากับ 0.4 วินาที ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้น

ผลการทดลองของผู้ทดลองหลายท่านไม่สามารถใช้การคำนวณเวลาประวิงที่ได้จากผลตอบสนองเชิงความถี่ได้กล่าวคือ ในตอนเริ่มต้นการทดลองผู้ทดลองเคลื่อนแขนอาศัยข้อมูล

ความถี่จากการสั่นที่ได้จากตัวกระตุ้นสั่นสัมผัสเพียงอย่างเดียว หลังจากนั้นผู้ทดลองสามารถจับจังหวะการเคลื่อนที่รูปไซน์ได้แล้ว ผู้ทดลองจะเคลื่อนแขนอาศัยการคาดเดาล่วงหน้าร่วมกับการสั่นของตัวกระตุ้นสัมผัส ทำให้ผลต่างของเฟสระหว่างอินพุตและเอาต์พุตในช่วงหลังมีค่าลดลงดังแสดงได้ในรูปที่ 3.16



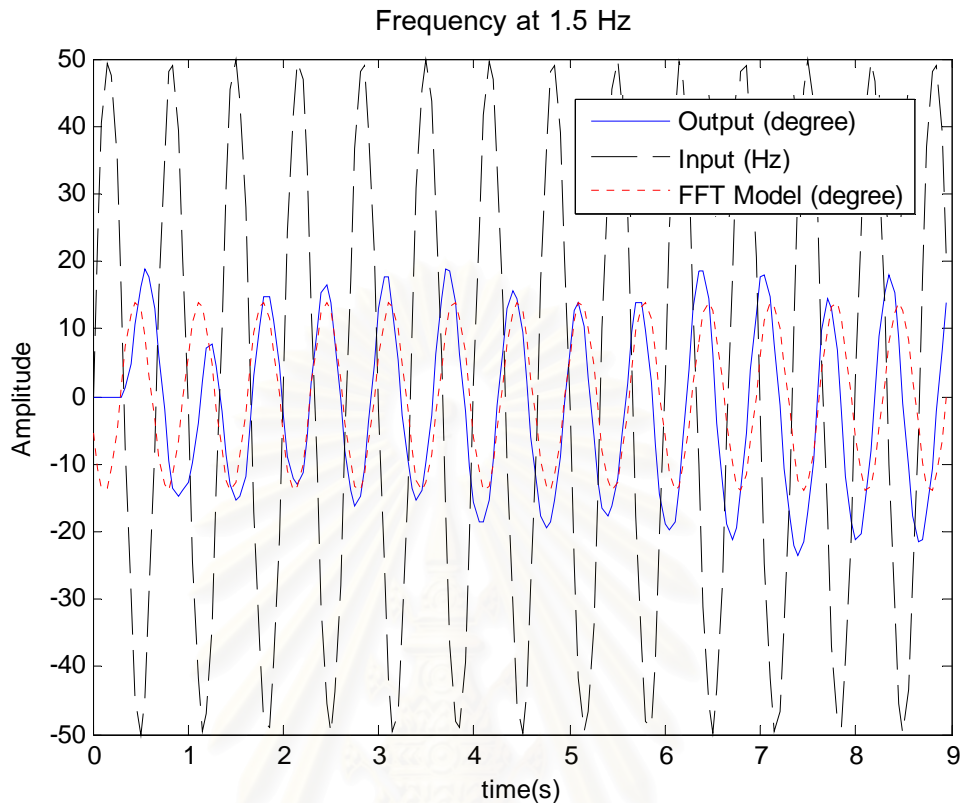
รูปที่ 3.16 ผู้ทดลองเคลื่อนแขนอาศัยการคาดเดาล่วงหน้าร่วมกับการสั่นสัมผัส



รูปที่ 3.17 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ ที่ความถี่ 1.1 เฮิรตซ์

ที่ความถี่สูงเช่นที่ความถี่ 1.1 Hz ผู้ทดลองบางท่านไม่สามารถตอบสนองต่อความถี่นี้ได้ ผลตอบสนองจึงให้ผลมาดังรูปที่ 3.17 จากการสอบถามถึงสาเหตุที่ผู้ทดลองไม่สามารถตอบสนองต่อความถี่สูงนี้ได้ทัน เป็นเพราะผู้ทดลองรู้สึกสับสน ไม่ทราบว่า การสัมผัสเกิดขึ้นที่ข้อมือด้านในหรือด้านนอก อาจเป็นไปได้ว่าข้อมือด้านในสามารถรู้สึกได้ดีกว่าข้อมือด้านนอก เช่นเดียวกับด้านหน้าของฝ่ามือรู้สึกได้ดีกว่าด้านหลังของฝ่ามือ การเคลื่อนแขนของผู้ทดลองจึงเกิดขึ้นในทิศทางเดียวกับข้อมือด้านใน

ความถี่สูงสุดในการตอบสนองที่ผู้ทดลองสามารถตอบสนองได้มีค่าแตกต่างกันไป ผู้ทดลองบางท่านสามารถตอบสนองได้ถึงความถี่ 0.8 Hz แต่ผู้ทดลองบางท่านสามารถตอบสนองได้ถึงความถี่ 1.5 Hz ดังแสดงในรูปที่ 3.18 สาเหตุที่ผู้ทดลองตอบสนองได้ที่ความถี่ต่างกันเป็นเพราะความสามารถในการรับรู้ความรู้สึกด้านการสัมผัสซ้ายขวาของแต่ละคนต่างกัน โดยผู้เขียนได้พบว่าผู้ทดลองที่รูปร่างค่อนข้างอ้วน ตอบสนองต่อความถี่สูงได้ไม่ดีเท่าผู้ทดลองที่รูปร่างปกติ อย่างไรก็ตามเวลาประวิงของผู้ทดลองที่รูปร่างค่อนข้างอ้วนมีค่าใกล้เคียงกับผู้ทดลองที่รูปร่างปกติ และอีกสาเหตุหนึ่งคือผู้ทดลองที่เคลื่อนแขนอาศัยการคาดเดาล่วงหน้าร่วมกับการสัมผัสทำให้สามารถตอบสนองต่อความถี่สูงได้ดีกว่าผู้ทดลองที่เคลื่อนที่อาศัยการสัมผัสเท่านั้น



รูปที่ 3.18 ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ ที่ความถี่ 1.5 เฮิร์ตซ์

3.4.3 ผลการตอบสนองเชิงความถี่โดยใช้อินพุตไซน์สวีป

เนื่องจากผู้ทดลองตอบสนองต่อสัญญาณอินพุตไซน์ปกติด้วยการคาดเดาล่วงหน้า ร่วมกับการสั้นของตัวกระตุ้นสั้นสัมผัส ทำให้ผลต่างของเฟสระหว่างอินพุตและเอาต์พุตในช่วงหลังมีค่าลดลง สมการแสดงตัวแทนเอาต์พุตที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์จึงไม่ถูกต้อง ผู้เขียนจึงได้ออกแบบการทดลองใหม่โดยใช้อินพุตไซน์สวีปซึ่งเป็นสัญญาณที่มีความคงที่ชั่วขณะและมีการเปลี่ยนแปลงความถี่ไปเป็นความถี่ใกล้เคียง ลักษณะสัญญาณที่ช่วงเวลาต่างๆ คืออัตราการสวีปเชิงเส้น (เฮิร์ตซ์/วินาที) อินพุตความถี่(เฮิร์ตซ์) $n(t)$ และมุมของสัญญาณไซน์สวีป ดังแสดงในรูปที่ 3.19

สัญญาณอินพุตความถี่ของตัวกระตุ้นสั้นสัมผัส $f(t)$ กำหนดให้อยู่ในรูป โดย A คือความถี่สูงสุดของตัวกระตุ้นซึ่งเท่ากับ 50 เฮิร์ตซ์

$$f(t) = A \sin(\theta(t)) \quad (3.15)$$

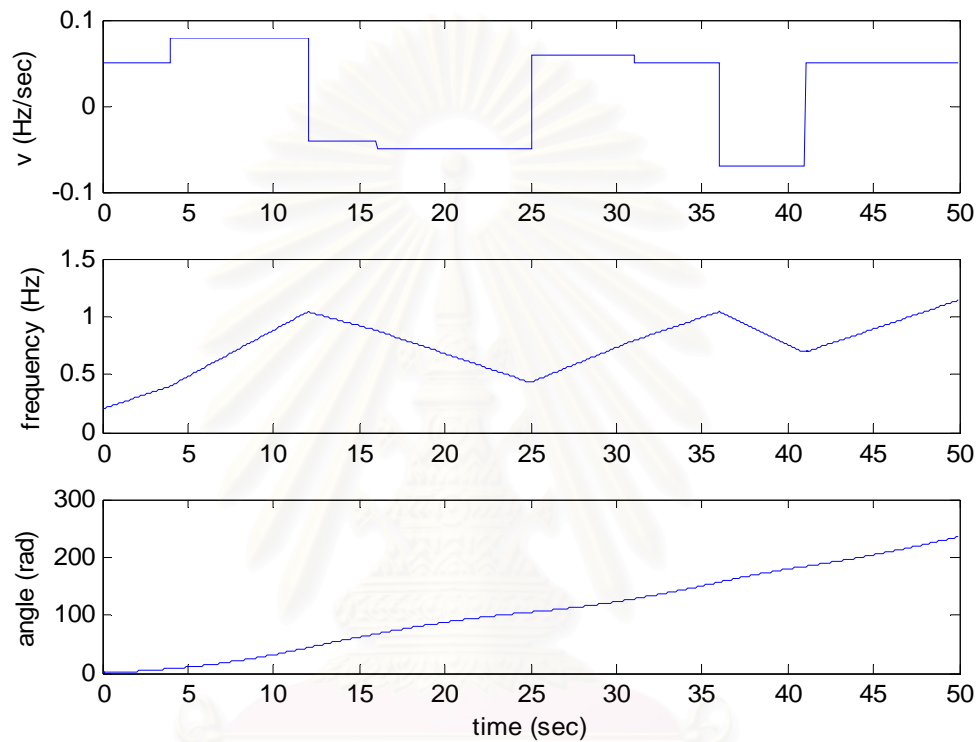
$$\theta(t) = \int_{t=0}^t 2\pi n(\tau) d\tau \quad (3.16)$$

$$n(t) = n_0 + \int_{t=0}^t v d\tau \quad (3.17)$$

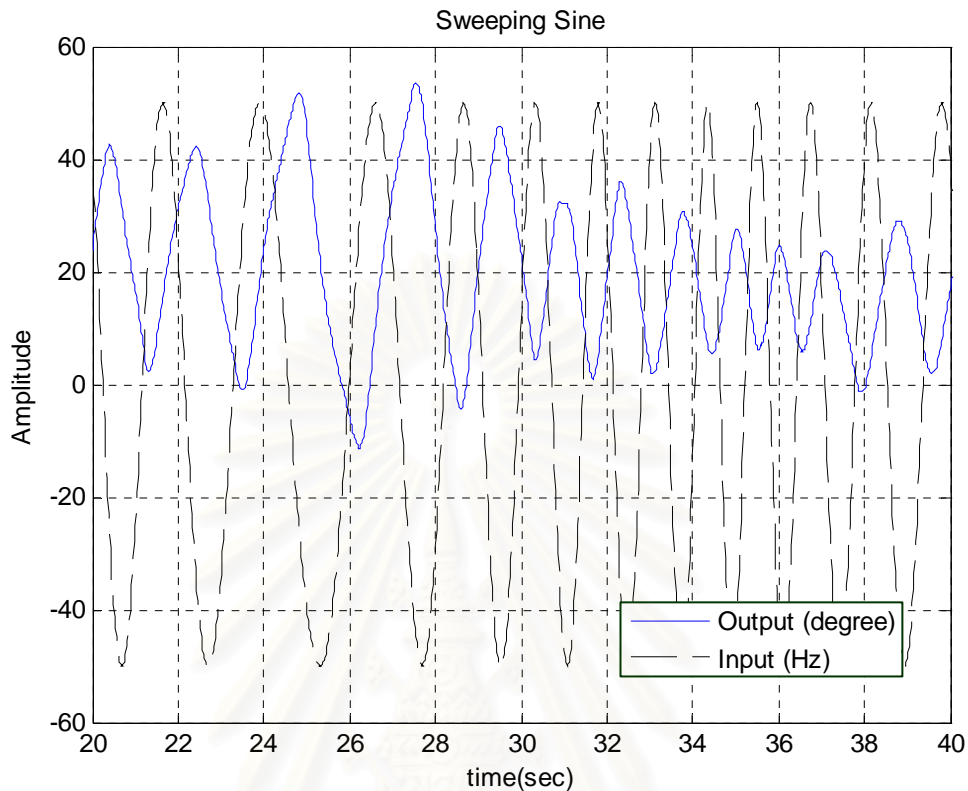
$\theta(t)$ คือมุมของสัญญาณไซน์สวீป (เรเดียน)

n_0 คือความถี่เริ่มต้น (เฮิรตซ์)

ν คืออัตราการสวี่ปเชิงเส้น (เฮิรตซ์/วินาที) ซึ่งมีค่าเปลี่ยนแปลงขึ้นไปตามเวลา



รูปที่ 3.19 ค่าพารามิเตอร์อินพุตคือ มุม ความถี่ และอัตราการสวี่ปเชิงเส้นเทียบกับเวลา



รูปที่ 3.20 ผลการทดลองไซน์สวีป

จากรูปที่ 3.20 พบว่าเมื่อความถี่มีค่าสูงขึ้น ค่าแอมพลิจูดของผู้ทดลองมีค่าลดลง และเมื่อความถี่มีค่าต่ำลงค่าแอมพลิจูดของผู้ทดลองจะมีค่าสูงขึ้น เมื่อพิจารณาเฟสพบว่า ผลต่างของระยะเวลาระหว่างเฟสอินพุตที่ 90 องศา กับเฟสเอาต์พุตที่ 0 องศา มีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งค่าผลต่างของระยะเวลานี้คือค่าเวลาประวิงของผู้ทดลอง ในการทดลองนี้ การเคลื่อนแขนของผู้ทดลองไม่สามารถจับจังหวะความถี่อินพุต $n(t)$ ได้เนื่องจากความถี่แปรตามเวลา แต่อย่างไรก็ตามผู้ทดลองสามารถคาดเดาล่วงหน้าได้จากการเปลี่ยนแปลงของความถี่ของตัวกระตุ้น $f(t)$ สัมผัสซึ่งมีลักษณะการเปลี่ยนค่อยๆ เพิ่มและค่อยๆ ลด

นอกจากนี้ผู้เขียนยังได้ทดลองการเปลี่ยนจากความถี่สูงเป็นความถี่ต่ำอย่างกะทันหัน ผลการทดลองพบว่าผู้ทดลองจะปรับตัวไม่ทันเมื่อมีการเปลี่ยนความถี่อย่างกะทันหันโดยผู้ทดลองจะยังหมุนแขนด้วยความถี่เดิมอีก 0.5 วินาที

3.5 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ ด้วยวิธีป้อนกลับด้วยตัวกระตุ้นสัมผัส คือตัวแทนของการตอบสนองของคนที่มีต่อตัวกระตุ้นสัมผัสซึ่งถูกติดตั้งบริเวณข้อมือ เมื่อพิจารณารูปที่ 3.5 พบว่าสมการทางคณิตศาสตร์ที่ไม่

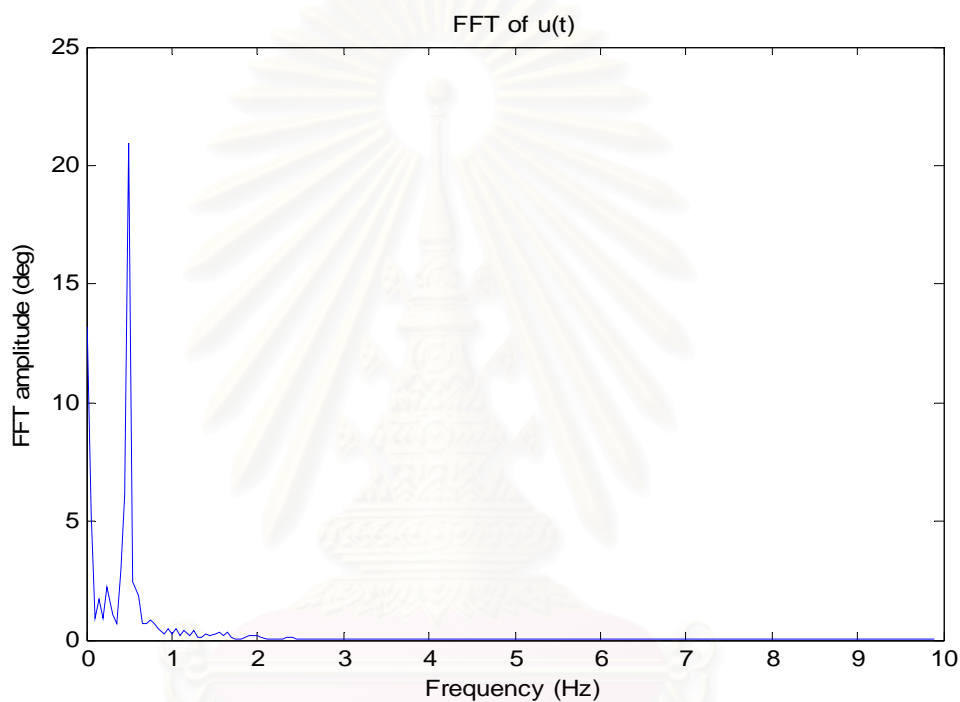
ทราบคือ ตัวกระตุ้นสัมผัสและแขน แบบจำลองทางคณิตศาสตร์จึงเป็นตัวแทนของตัวกระตุ้นสัมผัสและแขนของผู้ทดลอง

ผู้เขียนได้เลือกแบบจำลองทางคณิตศาสตร์โดยพิจารณา ความง่ายของแบบจำลอง ความแม่นยำของผลลัพธ์ของการวิเคราะห์ต่าง ๆ และช่วงการทำงานของแบบจำลอง แบบจำลองที่ง่ายช่วยให้เข้าใจคุณสมบัติทางกายภาพพื้นฐานของระบบและผลลัพธ์ของการวิเคราะห์ที่จะเกิดขึ้นได้ ในหลายกรณีพบว่าจำเป็นต้องละเว้นคุณสมบัติทางกายภาพภายในของระบบเพื่อให้ได้แบบจำลองที่ง่าย ในระบบนี้ผู้เขียนเห็นว่าแบบจำลองคณิตศาสตร์ที่หาได้นี้เป็นผลมาจากการตอบสนองจากแขนของผู้ทดลองเป็นหลัก เพราะผู้ทดลองเปลี่ยนอินพุตความถี่เชิงรีตซ์เป็นองศา ดังนั้นผู้เขียนจึงได้ละแบบจำลองของตัวกระตุ้น นอกจากนี้ผู้เขียนได้เลือกช่วงความถี่ของตัวกระตุ้นสัมผัสในช่วงที่สร้างแรงได้ใกล้เคียงกัน เอาท์พุทที่ได้จากตัวกระตุ้นสัมผัสจึงมีเพียงความถี่ เมื่อพิจารณาถึงความแม่นยำของผลลัพธ์ของการวิเคราะห์พบว่าในทุกปัญหาจะมีค่านัยสำคัญค่าหนึ่งซึ่งเพียงพอสำหรับปัญหานั้น หากค่านัยสำคัญมีความแม่นยำไม่เพียงพอ ความแม่นยำสามารถเพิ่มขึ้นได้ถ้าเพิ่มความซับซ้อนของสมการแบบจำลอง ในระบบนี้ผู้เขียนได้คำนึงถึงความง่ายของแบบจำลองและความแม่นยำของผลลัพธ์ไปพร้อมกัน เนื่องจากความแม่นยำของระบบที่มีมนุษย์อยู่ในลูบมีค่าไม่สูง ดังนั้นผู้เขียนจึงได้เลือกแบบจำลองที่ง่าย ๆ ซึ่งส่งผลช่วยให้ลดราคาของอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์เช่น มอเตอร์ ความละเอียดของเอนโคเดอร์ ตัวประมวลผลสำหรับค่าอัตราการเก็บค่าเวลาที่มีค่าสูง นอกจากนี้ผู้เขียนยังได้พิจารณาถึงช่วงการทำงาน of แบบจำลองกล่าวคือ แบบจำลองที่ให้ผลลัพธ์ที่ถูกต้องที่ความถี่ต่ำอาจไม่ถูกต้องที่ความถี่สูง แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของการตอบสนองของมนุษย์ที่มีต่อการสัมผัสนี้เป็นระบบไม่เชิงเส้น แต่ผู้เขียนได้กำหนดให้ช่วงทำงานจำกัดจึงสามารถประมาณเป็นระบบที่มีความเป็นเชิงเส้นได้โดยผู้เขียนได้เลือกช่วงความถี่ของอินพุตของระบบนี้คือ 0.3 - 1 Hz (ช่วงความถี่ของอินพุตไม่ใช่ช่วงความถี่ของการสัมผัสของตัวกระตุ้น แต่คือช่วงความถี่ที่คนสามารถหมุนแขนตอบสนองตามไปมาได้)

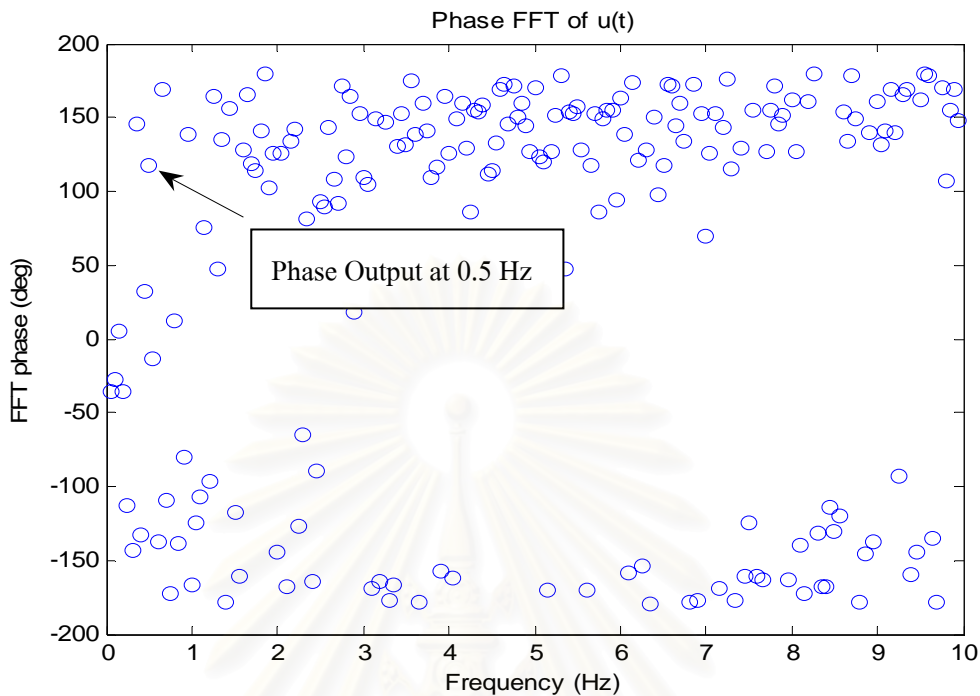
แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนี้ถูกสร้างขึ้นจากข้อมูลที่ได้จากผลการทดลอง ผลตอบสนองเชิงความถี่ และผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขึ้น ค่าแอมพลิจูดของผลตอบสนองเชิงความถี่เป็นผลรวมของสมการเชิงอนุพันธ์ซึ่งมีความถี่เดียวกันกับความถี่อินพุต โดยมีการเลื่อนเฟส และมีการเปลี่ยนขนาดของแอมพลิจูดตั้งสมการที่ 3.11 และ 3.12 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ได้จากผลตอบสนองเชิงความถี่ สามารถตรวจสอบความถูกต้องเบื้องต้นได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขึ้น

ข้อมูลที่ได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่อยู่ในรูปของโดเมนเวลาซึ่งไม่เหมาะที่จะนำมาวิเคราะห์ค่าแอมพลิจูดและเฟสที่ความถี่ต่าง ๆ ดังนั้นการวิเคราะห์ผลจึงถูกเปลี่ยนมาอยู่ในโดเมนความถี่อาศัยวิธีการแปลงฟูเรียร์ ข้อมูลเอาท์พุทดีสครีตที่อยู่ในโดเมนเวลา

ดังแสดงในรูปที่ 3.15 เมื่อผ่านการวิเคราะห์ด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ทำให้ได้ผลรวมของค่าจำนวนจริงและค่าจำนวนเชิงซ้อนที่ความถี่ต่างๆ แอมพลิจูดและเฟสที่เกิดขึ้นในแต่ละความถี่สามารถหาได้จากขนาดของผลรวมของค่าทั้งสองและอัตราส่วนของค่าทั้งสองดังแสดงในรูปที่ 3.21 และ รูปที่ 3.22 ดังนั้นแมกนิจูดและค่าเฟสที่ความถี่ต่างๆ จึงสามารถหาได้ ค่าแมกนิจูดและค่าเฟสเป็นอิสระต่อกันทั้งฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบ ผลตอบสนองแมกนิจูดและเฟสสามารถนำมาเป็นตัวแทนได้ดีในช่วงเวลาเข้าที่ของระบบ



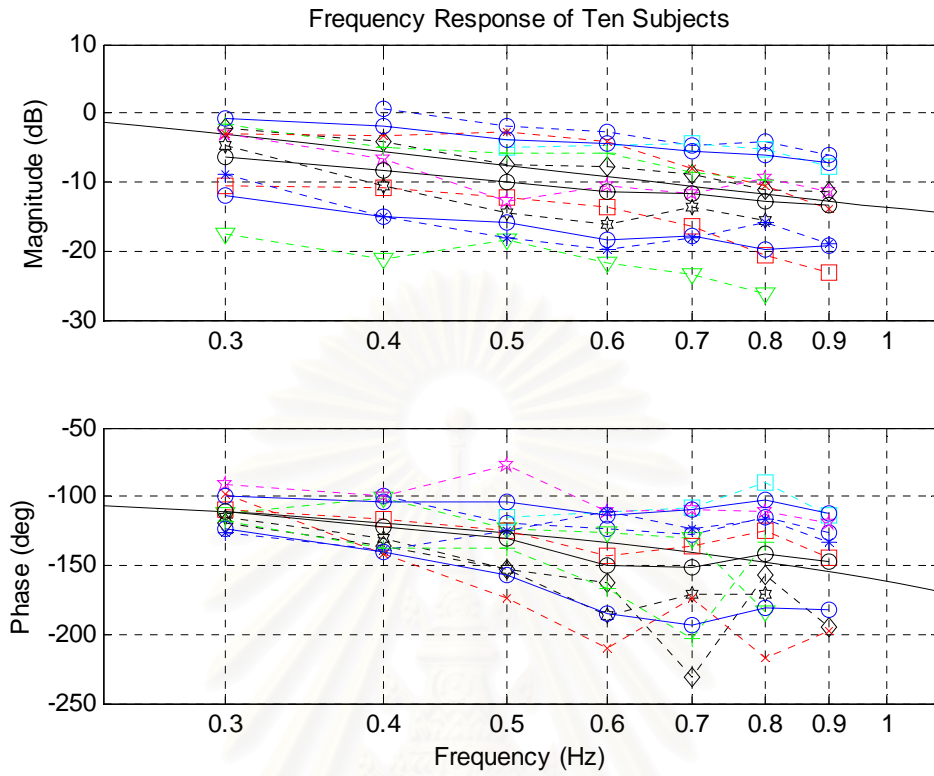
รูปที่ 3.21 แอมพลิจูดของความถี่ที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็วที่ความถี่ต่างๆ



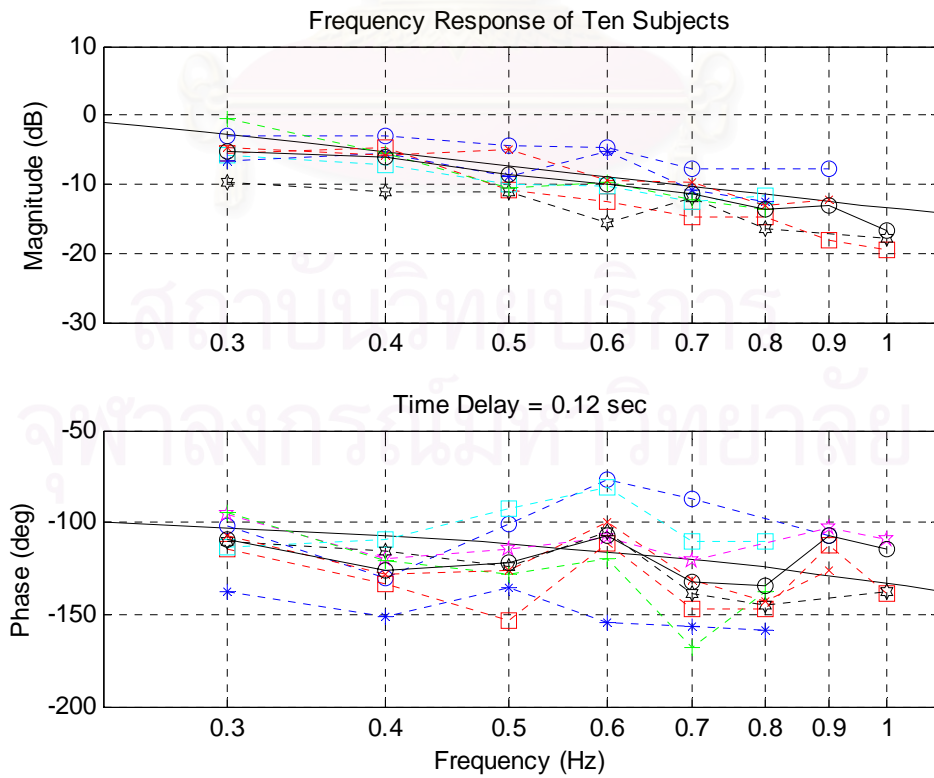
รูปที่ 3.22 การเลื่อนของเฟสที่ความถี่ต่างๆ ที่ได้จากการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว

ค่าแอมพลิจูดที่ได้จากรูปที่ 3.21 คือแอมพลิจูดของเอาท์พุท พบว่าจุดสูงสุดของค่าแอมพลิจูดมีค่าเท่ากับ 22 และอยู่ที่ความถี่ 0.5 เฮิรตซ์ ค่าแอมพลิจูดนี้ คือค่าแอมพลิจูดของเส้นตัวแทนเอาท์พุทซึ่งแสดงในรูปที่ 3.15 สำหรับค่าเฟสที่ได้จากรูปที่ 3.22 คือ เฟสของเอาท์พุทพบว่าที่ความถี่ 0.5 เฮิรตซ์ มีเฟสเท่ากับ 115 องศา ค่าเฟสที่ความถี่ต่างๆ ได้มาจากอัตราส่วนของค่าจำนวนเชิงซ้อนกับค่าจำนวนจริงดังแสดงในรูปที่ 3.19 ค่าแอมพลิจูดและค่าเฟสที่อยู่ในผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่โดยไซน์สวิตช์คือค่าแอมพลิจูดและค่าเฟสทั้งหมดที่อยู่ในช่วงของอินพุทคือช่วง 0.1 – 1 เฮิรตซ์

ข้อมูลที่ได้จากผลการทดลองการตอบสนองเชิงความถี่เมื่อนำไปคำนวณวิธีการแปลงฟูเรียร์ ทำให้ได้ค่าแอมพลิจูด และค่าเฟส การวิเคราะห์ผลจะใช้แผนภาพโบดีซึ่งแสดงในผลในรูปของแมกนิจูดและเฟสเพื่อหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ แมกนิจูด คืออัตราส่วนของแอมพลิจูดเอาท์พุทคลื่นรูปไซน์กับแอมพลิจูดอินพุทคลื่นรูปไซน์ เฟส คือการเลื่อนของเฟสของเอาท์พุทไซน์เทียบกับอินพุทไซน์ ข้อมูลที่ได้มาจากผู้ทดลองสายตาทดลองทั้งสิ้น 10 คน สามารถนำมาพล็อตแสดงแผนภาพโบดีซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.23 และ 3.24 โดยรูปที่ 3.24 เป็นการทดลองที่กระทำกับผู้ทดลองกลุ่มเดิมโดยทดลองหลังจากรูปที่ 3.23 เป็นเวลา 6 เดือน



รูปที่ 3.23 แผนภาพโบดีของผู้ทดลองทั้งสิบคนและเส้นตัวแทนของค่าเกินและเฟส



รูปที่ 3.24 แผนภาพโบดีของผู้ทดลองกลุ่มเดิมที่เวลาต่างกัน

อัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองทั้งหมด พบว่ามีลักษณะคล้ายเส้นตรง ดังที่ได้แสดงด้วยเส้นทึบในรูปที่ 3.10 และ รูปที่ 3.11 ความใกล้เคียงของอัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองกับเส้นตรงนั้นแสดงอยู่ในตารางที่ 3.3 ซึ่งจะเห็นว่ามีความชันที่หาจากวิธีลึเนียร์รีเกรสชัน Linear Regression จะมีค่าเฉลี่ย เท่ากับ -19.45 dB/decade และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) เฉลี่ย 1.92 dB/decade เนื่องจากค่าความชันเฉลี่ยของผู้ทดลองมีค่าใกล้เคียง -20 dB/decade ดังนั้นเราจึงสามารถประมาณเป็นระบบอันดับหนึ่งด้วยอินทิเกรเตอร์ซึ่งมีอัตราการขยายเชิงความถี่เป็นเส้นตรงที่มีค่าความชันเท่ากับ -20 dB/decade ร่วมกับค่า Gain ดังสมการฟังก์ชันถ่ายโอน

$$G(s) = \frac{K}{s} \quad (3.18)$$

ค่าเกนของผลตอบสนองเชิงความถี่สามารถหาได้จากการพล็อตแมกนิจูด (dB) เทียบกับ $\log \omega$ กำหนดให้ความชันเท่ากับ -20 และ $dB = 20 \log M$

$$20 \log |G(j\omega)| = 20 \log K - 20 \log \omega \quad (3.19)$$

ค่าเกนของผู้ทดลองแต่ละคนมีค่าแตกต่างกันดังตารางที่ 3.3 ค่าเกนนี้มีค่าแตกต่างกันโดยค่ามากที่สุดมากกว่าค่าน้อยที่สุดค่าน้อยที่สุดถึง 3 เท่า โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.99 นอกจากนี้ตารางที่ 1 แสดงค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรงที่มีค่าความชัน -20 dB/decade (RMSE) เฉลี่ยเท่ากับ 1.87 สมการคำนวณค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเชิงเส้น (RMSE) คือ

$$S_{y/x} = \sqrt{\frac{S_r}{n-2}} \quad (3.20)$$

$$\begin{aligned} S_r &= \sum_{i=1}^n e_i^2 = \sum_{i=1}^n (y_{i,measured} - y_{i,model})^2 \\ &= \sum_{i=1}^n (y_i - a_0 - a_1 x_i)^2 \end{aligned} \quad (3.21)$$

โดย

n = จำนวนข้อมูล

S_r = ค่าผิดพลาดยกกำลังสอง

ตารางที่ 3.4 ค่าความชันของแอมพลิจูด (Slope), ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) และ ค่าอัตราส่วนระหว่างเอาท์พุตและอินพุต (Gain) และ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรงที่มีค่าความชัน -20 dB/decade (RMSE) ของผู้ทดลองทั้งสิ้นคน

No.	ความชัน(dB/decade)	RMSE(dB)	เกน,K	RMSE(dB)
1	-19.47	0.58	1.12	0.55
2	-16.25	0.67	1.26	0.81
3	-17.37	0.82	1.41	0.84
4	-17.04	1.79	1.58	1.67
5	-19.71	1.99	1.78	1.78
6	-26.92	2.01	2.00	2.24
7	-18.62	2.50	2.24	2.30
8	-21.80	2.51	2.51	2.31
9	-13.32	2.58	2.82	2.68
10	-24.04	3.73	3.16	3.53
ค่าเฉลี่ย	-19.45	1.92	1.99	1.87
STD	3.96		0.69	

เมื่อพิจารณารูปที่ 3.10 (ล่าง) พบว่าค่าเฟสมีค่าเริ่มต้นที่ประมาณ -90 องศา และมีแนวโน้มลดลง โดยถ้าประมาณว่าการเปลี่ยนแปลงของค่าเฟสกับความถี่ที่เกิดจากเวลาประวิง จะสามารถหาค่าเวลาประวิงได้ดังแสดงได้ในตารางที่ 2 การหาค่าเวลาประวิงสามารถทำได้โดยใช้แบบจำลองของระบบอันดับหนึ่งที่อยู่ในรูปของอินทิเกรเตอร์ร่วมกับค่าเกน และเวลาประวิงซึ่งสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนดังนี้

$$G(s) = \frac{K}{s} e^{-\Gamma s} \quad (3.20)$$

โดยค่า K คือค่าเกนของผู้ทดลองแต่ละคน และ Γ คือเวลาประวิง (วินาที) ของผู้ทดลองแต่ละคน เวลาประวิงของผู้ทดลองแต่ละคนสามารถหาได้จากสมการดังนี้

$$\angle G(s) = \angle \frac{K}{s} + \angle e^{-\Gamma s} \quad (3.21)$$

เมื่อแปลงมุมเฟสให้อยู่ในรูปขององศาได้ดังนี้

$$\angle G(s) = -90 - 360 \Gamma f \quad (3.22)$$

โดยค่า f คือสัญญาณความถี่อินพุตที่เป็นคลื่นรูปไซน์ (เฮิร์ตซ) สมการที่ (3.20) นี้สามารถนำมาใช้ในการหาค่าเวลาประวิงของแต่ละคนได้ ด้วยการพล็อตกราฟของความถี่และมุมเฟส และหาความชัน โดยใช้วิธีการถดถอยเชิงเส้น

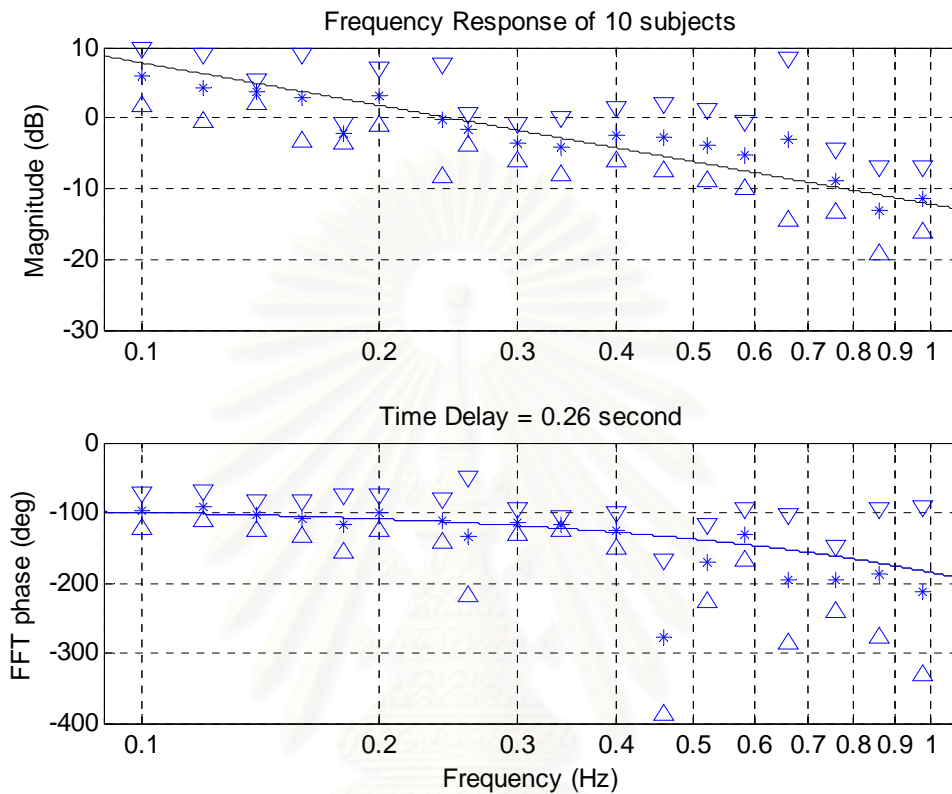
จากตารางที่ 3.4 จะเห็นว่าค่าเวลาประวิงมีค่าตั้งแต่ 0.07 ถึง 0.39 วินาที มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.22 วินาที และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.12 วินาที โดยที่ข้อมูลเฟสของแต่ละคนมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลจากสมการที่ 4 (RMSE) โดยเฉลี่ย 16.92 องศา

ตารางที่ 3.5 เวลาประวิงของการตอบสนองเชิงความถี่ (D1) ซึ่งได้จากการคำนวณผลต่างเฟส, เวลาประวิงของการทดลองเชิงชั้น (D2) ซึ่งวัดจากผลต่างเวลาเริ่มต้นที่ผู้ทดลองเริ่มเคลื่อนที่กับเวลาเริ่มต้นของสัญญาณอินพุต และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูล (RMSE)

No.	D1(sec)	D2(sec)	RMSE(degree)
1	0.35	0.45	26.32
2	0.12	0.50	7.91
3	0.30	0.30	26.49
4	0.21	0.40	18.55
5	0.08	0.35	14.40
6	0.17	0.45	9.17
7	0.25	0.30	14.35
8	0.39	0.65	23.96
9	0.14	0.50	16.72
10	0.07	0.35	11.35
ค่าเฉลี่ย	0.208	0.43	16.92
STD	0.12	0.11	

เวลาประวิงของการตอบสนองเชิงความถี่ (D1) จากตารางที่ 3.4 พบว่ามีค่าน้อยกว่าเวลาประวิงของการทดลองเชิงชั้น (D2) มาก ทั้งนี้เป็นเพราะเวลาประวิงของการตอบสนองเชิงความถี่ (D1) คำนวณมาจากการได้จากการเลื่อนของเฟสที่ความถี่ต่างๆ ซึ่งได้จากการแปลงฟูเรียร์อย่างรวดเร็ว ผู้ทดลองเคลื่อนแขนอาศัยข้อมูลที่ได้จากการสัมผัสเพียงอย่างเดียวในช่วงแรกเท่านั้น และหลังจากที่ผู้ทดลองสามารถจับจังหวะการเปลี่ยนแปลงความถี่ไซน์ของสัญญาณสัมผัสได้แล้ว ผู้ทดลองจะเคลื่อนแขนอาศัยการคาดเดาล่วงหน้าร่วมกับสัญญาณสัมผัสทำให้

ค่าเวลาประวิงมีค่าน้อยกว่าเวลาประวิงของการทดลองเชิงชั้น (D2) มาก ผู้เขียนจึงได้วิเคราะห์ผลตอบสนองเชิงความถี่จากผลการทดลองไชนส์สวีปแทนผลการทดลองไชนส์ปกติ



รูปที่ 3.25 แผนภาพโบดีจากผลการทดลองไชนส์สวีป

จากรูปที่ 3.25 ซึ่งแสดงแผนภาพโบดีจากผลการทดลองไชนส์สวีป สัญลักษณ์ดาวแสดงค่าเฉลี่ย สัญลักษณ์สามเหลี่ยมแสดงขอบเขตบนและขอบเขตล่างของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ขอบเขตบนคือ ค่าเฉลี่ย + ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ขอบเขตล่างคือ ค่าเฉลี่ย - ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) อัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองทั้งหมด (รูป 3.25บน) มีค่าเท่ากับ -20 dB/decade และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) เฉลี่ย 6.39 dB และเมื่อพิจารณาเวลาประวิงที่ได้จากการทดลองพบว่ามีค่าเพิ่มขึ้นมากกว่าการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ซึ่งใช้อินพุตไชนส์ความถี่คงที่ ค่าเวลาประวิงเฉลี่ยที่หาได้มีค่าเท่ากับ 0.26 วินาที และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) เฉลี่ย 62.85 องศา ในการทดลองนี้พบว่าการเคลื่อนไหวแขนของผู้ทดลองอาศัยการคาดเดาจากการเปลี่ยนแปลงของความถี่จึงส่งผลให้ค่าเวลาประวิงของระบบนี้้น้อยกว่าค่าเวลาประวิงที่ได้จากผลตอบสนองเชิงชั้น

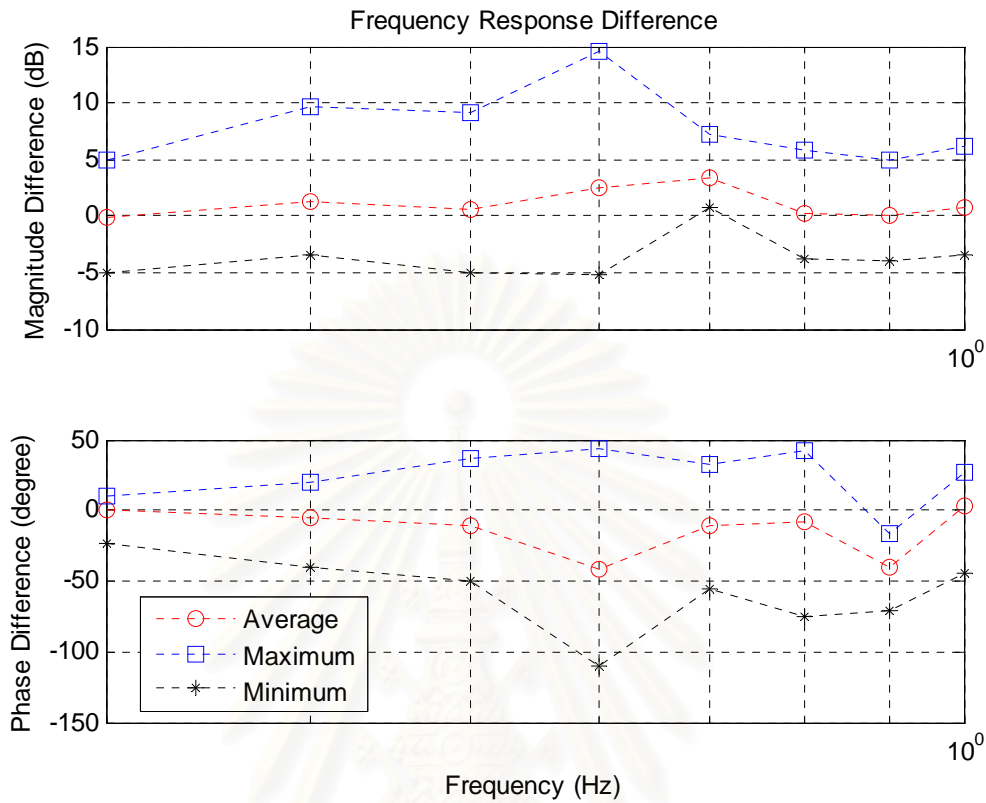
ตาราง 3.6 ค่าเกณฑ์และเวลาประวิงของผู้ทดลองทั้งสิบคนจากผลการทดลองไชนส์สวีป

No.	เกณฑ์,K	เวลาประวิง(sec)	RMSE(degree)
1	1.60	0.125	26.32
2	3.07	0.202	7.91
3	0.714	0.415	26.49
4	1.631	0.218	18.55
5	1.57	0.27	14.40
6	1.398	0.251	9.17
7	1.53	0.25	14.35
8	2.086	0.321	23.96
9	1.872	0.365	16.72
10	0.877	0.27	11.35
ค่าเฉลี่ย	1.55	0.26	16.92
STD	0.12	0.11	

วิเคราะห์ผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ไชนส์สวีปในช่วงเวลาที่แตกต่างกัน

ผลการทดลองของผู้ทดลองคนเดียวกันที่ทำการทดลองที่ต่างเวลา จะให้ผลการทดลองที่ต่างจากเดิม จากรูปที่ 3.26 บนและ รูปที่ 3.26 ล่างแสดงค่าแมกนิจูดและเฟสของผู้ทดลองที่เวลาต่างกัน ผลต่างของรูปทั้งสองสามารถแสดงเป็นค่าเฉลี่ย ค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดได้ดังรูปที่ 3.26

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ 3.26 ผลต่างของการตอบสนองเชิงความถี่ที่ต่างเวลา

จากรูปที่ 3.26 พบว่าผลต่างของการตอบสนองเชิงความถี่ที่ต่างเวลาของวงเปิด มีค่าผลต่างแมกนิจูดของผู้ทดลองคนเดียวกันที่ต่างเวลามีค่าเฉลี่ยประมาณ 1 dB โดยมีค่าสูงสุดของผลต่างของค่าแมกนิจูดจากการทดลองที่ต่างเวลาเท่ากับ 14.6 dB หรือเพิ่มขึ้นจากเดิมเป็น 5 เท่า และค่าต่ำสุดของผลต่างของค่าแมกนิจูดจากการทดลองที่ต่างเวลาเท่ากับ -5 dB หรือลดลงจากเดิมครึ่งหนึ่ง จากรูปที่ 3.26 สังเกตว่ามีค่าเฉลี่ยของผลต่างเฟสเท่ากับ -14 องศา โดยมีค่าสูงสุดของผลต่างเฟสเท่ากับ 43 องศา และค่าต่ำสุดของผลต่างเฟสเท่ากับ -110.57 องศา ผลการวิเคราะห์ผลต่างของการตอบสนองเชิงความถี่ที่ต่างเวลาทำให้เห็นได้ว่า ที่ต่างเวลาผลการทดลองมีแนวโน้มที่จะไม่ใช่ค่าคงที่ ค่าเกนและเวลาประวิงผู้ทดลองสามารถเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้นหรือลดลงได้

3.6 สรุป

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนำทางการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ ด้วยวิธีป้อนกลับด้วยตัวกระตุ้นสั้นสัมผัส แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบนี้ประกอบด้วยค่าเกน (K) และอินทิเกรเตอร์ ร่วมกับเวลาประวิง $G(s) = \frac{K}{s} e^{-\Gamma s}$ ค่าเกนและเวลาประวิง

มีค่าแตกต่างกันไปในแต่ละบุคคล แบบจำลองของค่าเกิน (K) ของแต่ละบุคคลอยู่ในช่วง 0.5 – 2.5 ค่าเฉลี่ยของค่าเกินซึ่งได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่มีค่าเท่ากับ 1.55 เวลาประวิงซึ่งได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นอยู่ในช่วง 0.3 – 0.5 วินาที และค่าเฉลี่ยของเวลาประวิงเท่ากับ 0.35 วินาที เวลาประวิงซึ่งได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่ของการทดลองไซน์สวี่ปอยู่ในช่วง 0.21 – 0.44 วินาที และค่าเฉลี่ยของเวลาประวิงเท่ากับ 0.26 วินาที จากการทดลองซ้ำที่ต่างเวลากันค่าเกิน และค่าเวลาประวิงของบุคคลเดียวกันมีความแตกต่างกัน ค่าผลต่างของค่าเกินมีค่าอยู่ในช่วง 0.66 ถึง 2.46 เท่า และค่าผลต่างของเฟสอยู่ในช่วง -58 ถึง 24 องศา



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 4

ระบบแนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขนในหนึ่งองศาอิสระ

การออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขนจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (สำหรับการออกแบบระบบนี้ใช้คำว่า “การออกแบบระบบแนะนำ” แทนคำว่า “การออกแบบระบบควบคุม” เนื่องจากเป็นคำที่เหมาะสมกว่าเพราะระบบนี้นำมาใช้กับคน โดยการออกแบบระบบอาศัยทฤษฎีของการควบคุม) ซึ่งได้มาจากบทที่ 3 โดยมีคุณลักษณะที่ต้องการของระบบดังนี้

1. การให้ข้อมูลของระบบแนะนำต้องเข้าใจได้ง่าย และมีเสถียรภาพตลอดการทำงาน
2. ผลตอบสนองในภาวะชั่วคราวของการเคลื่อนแขนรวดเร็วคือ เวลาเข้าที่ เวลาขึ้นมีค่าน้อย และไม่เกิดค่าโอเวอร์ชูตมาก
3. ผลตอบสนองในภาวะอยู่ตัวมีเสถียรภาพ และมีค่าผิดพลาดต่ำ

ในการออกแบบระบบแนะนำแบบป้อนกลับเพื่อนำมาใช้ในการแนะนำการเคลื่อนที่ปลายแขนนั้น แบบจำลองทางคณิตศาสตร์จะถูกจำลองผลตอบสนองโดยใช้ตัวแปรค่าเกน (K) เฉลี่ย และเวลาประวิง (T_d) เฉลี่ยเพื่อหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมของระบบแนะนำ ระบบแนะนำที่นำมาใช้ในการออกแบบมี 2 ระบบคือ ระบบแนะนำเปิดปิด และระบบแนะนำพีไอดี ระบบแนะนำที่ได้ออกแบบทั้งสองนี้จะถูกนำไปทดลองใช้กับผู้ทดลองว่าให้ผลแตกต่างกันอย่างไร ผู้เขียนได้วิเคราะห์ผลตอบสนองโดยพิจารณาจากแนวการเคลื่อนที่ซึ่งแบ่งได้เป็นสองลักษณะคือ 1. การเคลื่อนที่จากมุมหนึ่งไปยังอีกมุมหนึ่งโดยสนใจเฉพาะมุมเริ่มต้นกับมุมเป้าหมาย (การเคลื่อนที่เชิงขั้น) 2. การเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้ซึ่งเป็นฟังก์ชันของเวลา ตั้งแต่มุมเริ่มต้นจนถึงมุมสุดท้าย (การติดตามคลื่นไซน์)

ในบทนี้เรื่องที่ศึกษาวิจัยมี 2 เรื่องคือ 1. ความเป็นไปได้ในการใช้ระบบแนะนำแบบป้อนกลับชนิดเดียวกันสำหรับทุกคน หรือควรออกแบบระบบแนะนำให้แตกต่างกันไปสำหรับแต่ละคน 2. ระบบแนะนำที่เหมาะสมในการนำมาใช้งานจริง

4.1 การปรับค่าเกน (K_p)

เสถียรภาพเป็นคุณลักษณะของระบบที่สำคัญที่สุด ถ้าระบบไม่มีเสถียรภาพ ผลตอบสนองในภาวะชั่วคราวและค่าผิดพลาดในภาวะอยู่ตัวเป็นส่วนที่ต้องนำมาศึกษา เกณฑ์ที่นิยมใช้ในการพิจารณาเสถียรภาพของระบบซึ่งมีเวลาประวิงคือเกณฑ์ของไนควิสต์โดยเกณฑ์นี้ไม่ต้องอาศัยการประมาณค่าเวลาประวิงของพาเด แต่สามารถใช้แบบจำลองของเวลาประวิงจริง

พิจารณาระบบซึ่งคือแบบจำลองทางคณิตศาสตร์การเคลื่อนแขน

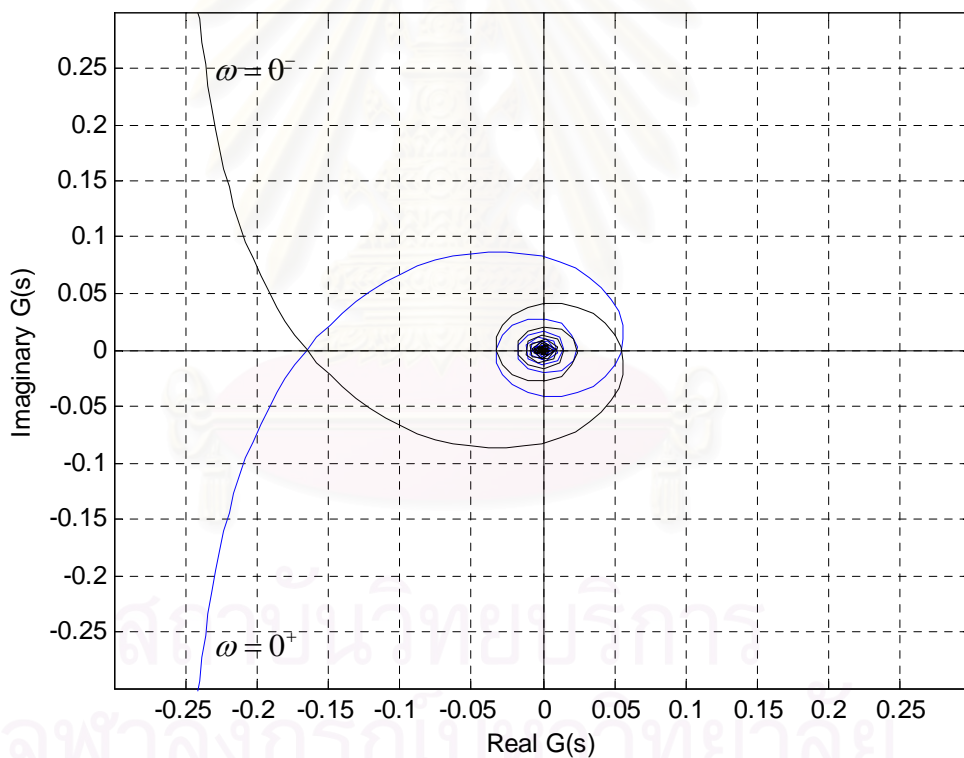
$$K_p G(s) = K_p \frac{Ke^{-Ts}}{s} \quad (4.1)$$

เวลาประวิงค่าเฉลี่ยที่ได้ผลการทดลองคือ 0.26 วินาที แมกนิจูดของผลตอบสนองเชิงความถี่ของเวลาประวิงมีค่าเท่ากับหนึ่งและมีเฟสเท่ากับ -0.26ω เรเดียน แมกนิจูดของผลตอบสนองเชิงความถี่ของค่าอินทิเกรเตอร์คือ $1/\omega$ ซึ่งมีค่าเฟสคงที่ $-\pi/2$ และกำหนดให้ค่า $K=1$ ดังนั้น

$$G(j\omega) = \frac{e^{-j\frac{\pi}{2}}}{\omega} e^{-j(0.26\omega)} \quad (4.2)$$

$$G(j\omega) = \frac{e^{-j(0.26\omega+\frac{\pi}{2})}}{\omega} \quad (4.3)$$

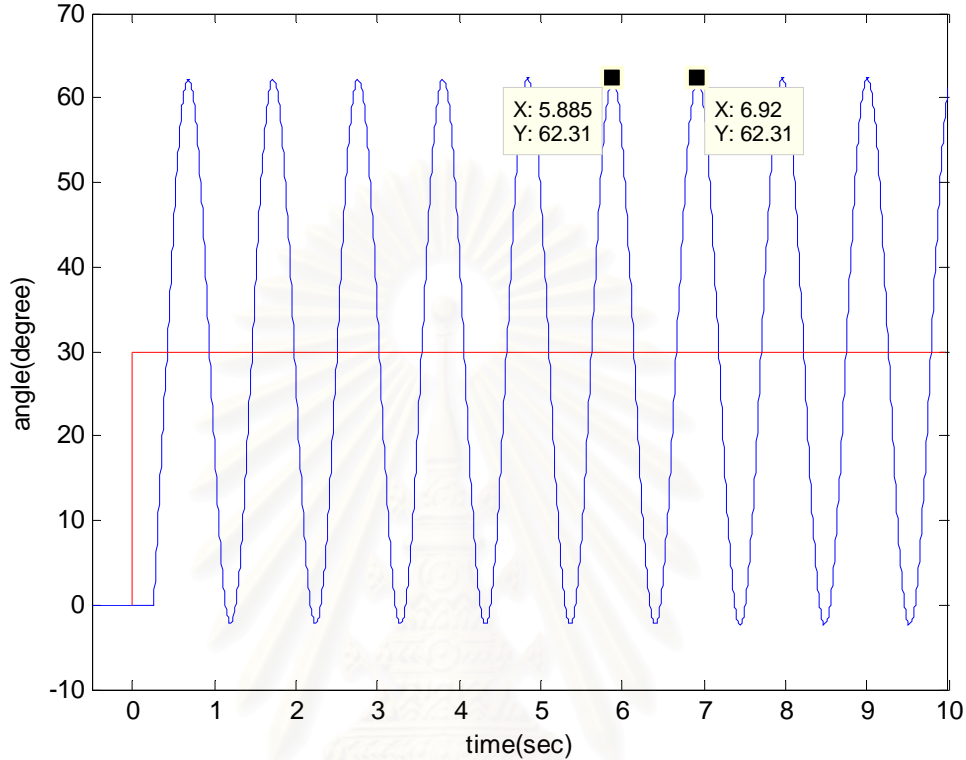
จากสมการที่ 4.3 สามารถทำการพล็อตแผนภาพในควิสต์โดยแทนค่า ω ค่าต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 แผนภาพในควิสต์สำหรับระบบที่มีเวลาประวิง 0.26 วินาที

จากรูปที่ 4.1 พบว่าจุดที่เป็นจุดตัดข้าม (crossover) แรกกับแกนจริงคือ -0.1655 จำนวนของโพลใน RHP มีค่าเท่ากับ 0 ($P = 0$) สำหรับระบบปิดที่มีเสถียรภาพต้องมีค่า $Z = N = 0$ ดังนั้นจากแผนภาพในควิสต์จุดวิกฤต $-\frac{1}{K_p K}$ ต้องมีค่าน้อยกว่า -0.1655 ค่าเกณฑ์จะ

ทำให้ลูบเสถียรอยู่ในช่วง $0 < K_p K < 6.0423$ เนื่องจากค่าเกนเฉลี่ย (K) ที่ได้จากผู้ทดลองคือ 1.55 ดังนั้นค่าเกน K_p ที่สามารถทำการปรับได้คือ $0 < K_p < 3.898$ [17]



รูปที่ 4.2 ผลตอบสนองเชิงขั้นที่ค่าเกน $K_p = 3.898$

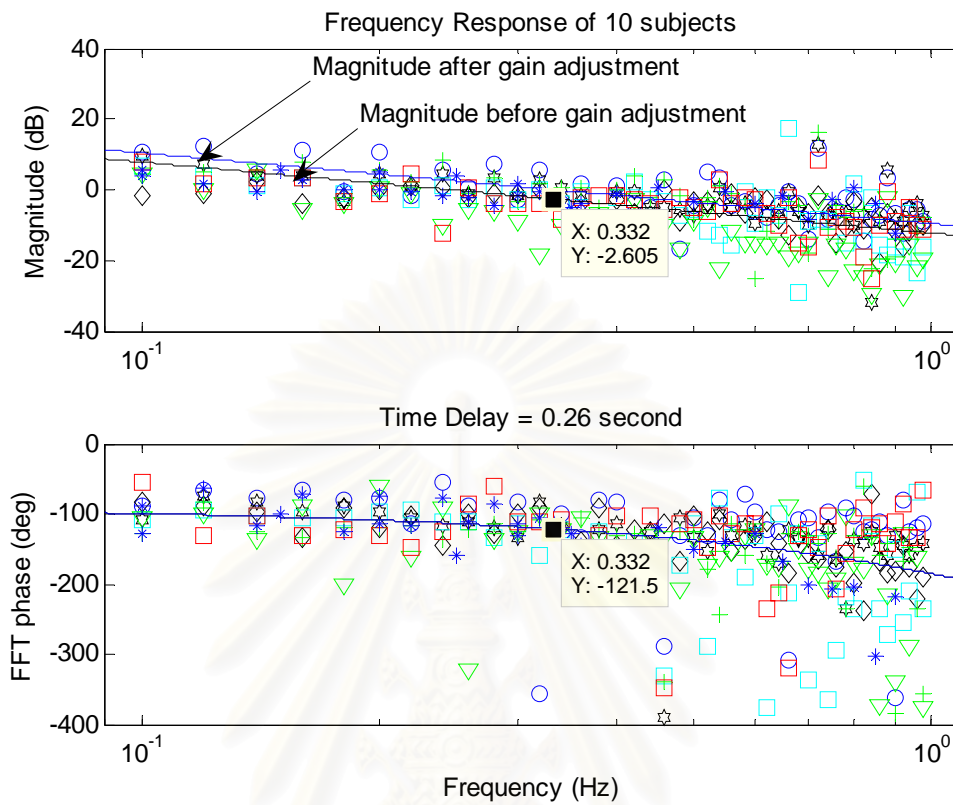
รูปที่ 4.2 แสดงค่าเกนที่ $K_p = 3.898$ ซึ่งเป็นค่าเกนที่มากที่สุดที่ระบบยังมีเสถียรภาพ โดยพบว่าคาบของการสั่นเท่ากับ 1.035 วินาที หรือเท่ากับความถี่ 0.9662 เฮิรตซ์ นอกจากนี้ การปรับค่าเกนยังทำให้เราสามารถออกแบบค่าเฟสมาจิ้นได้ ซึ่งส่งผลให้เราสามารถออกแบบค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตให้เป็นไปตามต้องการ

ขั้นตอนการออกแบบ

1. วาดแผนภาพโบดีเพื่อทำการหาค่าเกน
2. ผู้เขียนต้องการให้มีค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตไม่เกิน 10% เพื่อให้ระบบมีเสถียรภาพมาก ดังนั้นค่าเฟสมาจิ้นจากเปอร์เซนโอเวอร์ชูตที่ต้องการหาสามารถหาได้จากสมการที่ (4.4) และ (4.5) ซึ่งได้ค่าอัตราส่วนแดมป์คือ 0.59 และค่า Φ_M คือ 58.5 องศา ตามลำดับ

$$\zeta = -\frac{\ln(\%OS/100)}{\sqrt{\pi^2 + \ln^2(\%OS/100)}} \quad (4.4)$$

$$\Phi_M = \tan^{-1} \frac{2\zeta}{\sqrt{-2\zeta^2 + \sqrt{1+4\zeta^4}}} \quad (4.5)$$



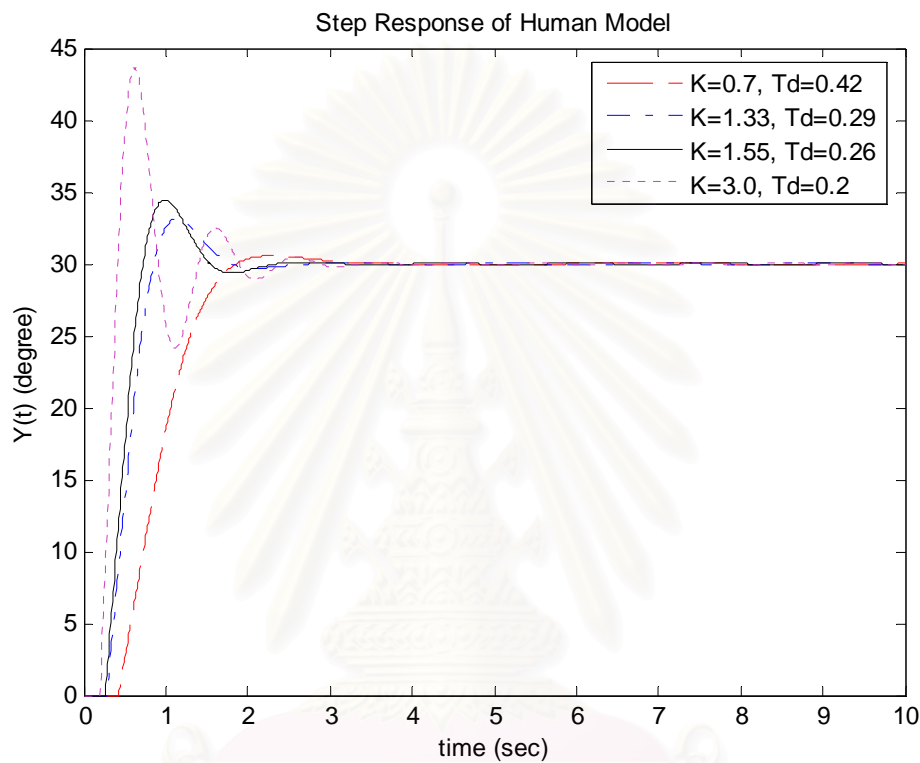
รูปที่ 4.3 การปรับค่าเกนโดยใช้แผนภาพโบดี

จากแผนภาพโบดีค่าความถี่ f_{ϕ_m} ซึ่งมีเฟสอาร์จิน 58.5 องศา (ที่จุด $Y = -121.5$) คือ 0.332 เฮิรตซ์ ที่ความถี่นี้มีแมกนิจูดเท่ากับ -2.605 dB เส้นแมกนิจูดที่ตำแหน่งนี้ต้องถูกยกขึ้นเป็น 0 dB เพื่อให้ได้เฟสอาร์จินตามต้องการ ต้องเพิ่มค่าเกนขึ้นอีก -2.605 dB หรือเท่ากับ $10^{\frac{2.605}{20}} = 1.3497$ เนื่องจากเส้นแมกนิจูดก่อนปรับค่าเกนมีค่าเกนเท่ากับ 1.55 ดังนั้นค่าเกน K ที่สามารถคูณเพิ่มเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ตามต้องการคือ 1.3497

$$K_p G(s) = 1.3497 \times \frac{1.55e^{-0.26s}}{s} \quad (4.6)$$

ผู้เขียนเลือกผู้ทดลอง 3 ท่าน 1) ผู้ทดลองที่มีค่าเกนมากและมีเวลาประวิงน้อยที่สุด 2) ผู้ทดลองที่มีค่าเกนและเวลาประวิงเฉลี่ย 3) ผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยที่สุดและมีเวลาประวิงมาก และนอกจากนี้ผู้เขียนเลือกใช้ค่าเฉลี่ยของเกน และค่าเฉลี่ยของเวลาประวิง เป็นตัวแทนของกลุ่มผู้ทดลองทั้งสิบท่าน เพื่อทำการศึกษาและออกแบบระบบแนะนำ รูปที่ 4.4 แสดงผลการจำลองผลตอบสนองเชิงชั้นการเคลื่อนของแขนด้วยระบบแนะนำแบบป้อนกลับเชิงสัดส่วนของผู้ทดลองทั้งสามด้วยค่าเกน ($K=1.3497$) เส้นที่บแสดงผลตอบสนองของแบบจำลองที่ใช้ค่าเฉลี่ย เพื่อให้ได้ค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตเท่ากับ 10 จากรูปที่ 4.4 พบว่าเมื่อค่าเวลาประวิงและค่าเกนมีค่า

เพิ่มขึ้นทำให้ ค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตนั้นจะมีค่าเพิ่มตามไปด้วย ผู้ทดลองซึ่งมีค่าเกินมากและมีค่าเวลาประวิงน้อยให้ผลตอบสนองเข้าสู่เสถียรภาพได้รวดเร็วที่สุด แต่จะมีโอเวอร์ชูตสูง ดังนั้นผู้เขียนจึงได้ออกแบบด้วยระบบแนะนำอื่นแทนการปรับค่าเกินเพียงอย่างเดียว เพื่อให้สามารถนำระบบแนะนำแบบเดียวกันไปใช้ได้กับทุกคน



รูปที่ 4.4 ผลจำลองผลตอบสนองเชิงชั้นของการเคลื่อนแขนที่ค่าเกินและเวลาประวิงต่างๆ

4.2 ระบบแนะนำเปิดปิด

ระบบแนะนำเปิดปิด เป็นระบบแนะนำที่เข้าใจได้ง่ายที่สุด ค่าเอาต์พุตของระบบนี้มีเพียงการเปิดและปิด ผู้เขียนได้นำระบบนี้มาประยุกต์ในการแนะนำการเคลื่อนที่แขนโดยใช้เป็นระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดโซน (Dead Zone) กำหนดให้เอาต์พุตมีค่าความถี่ 3 ค่า คือ ค่าความถี่คงที่บวก ค่าความถี่คงที่ลบ และค่าความถี่ศูนย์ อินพุตที่จะเข้าไปในระบบแนะนำคือ ค่าความผิดพลาด ซึ่งคือผลต่างระหว่างมุมอ้างอิง กับมุมของผู้ทดลองขณะนั้น

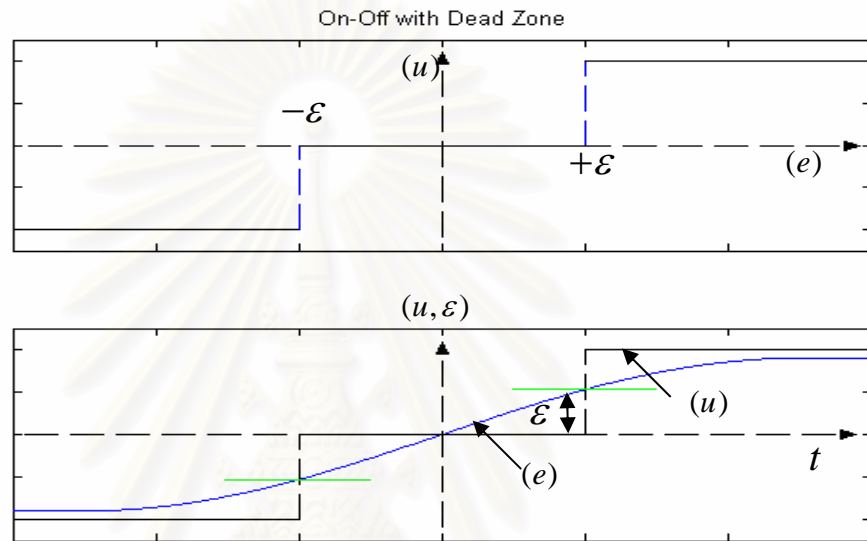
$$e = \theta_r - \theta \quad (4.7)$$

ค่าความผิดพลาดปัจจุบันจะถูกตรวจสอบว่ามีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าความผิดพลาดอ้างอิง จากนั้นระบบแนะนำจะเลือกค่าเอาต์พุตความถี่ ซึ่งมีค่าตรงข้ามกับค่าความผิดพลาดนั้น

$$e > \varepsilon \rightarrow u := -x \quad (4.8)$$

$$e < -\varepsilon \rightarrow u := x \quad (4.9)$$

ค่าคงที่ x ถูกกำหนดเพื่อให้ค่า $\dot{\theta}$ มีค่าบวก (ค่า θ มีค่าเพิ่มขึ้น) หรือค่าลบ (ค่า θ มีค่าลดลง) ตามลำดับ ค่าคงที่ $\pm \varepsilon$ ถูกกำหนดขึ้นอยู่รอบๆ $e = 0$ เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการเปลี่ยนค่าอย่างรวดเร็วระหว่างค่า $-x$ และ x ซึ่งจะทำให้ผู้ทดลองสับสนได้

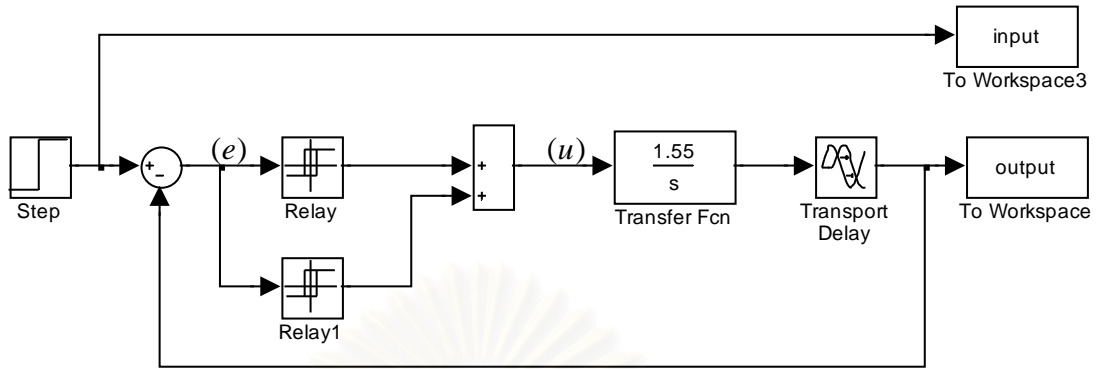


รูปที่ 4.5 อินพุต (e) เอาท์พุต (u) ของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดโซน

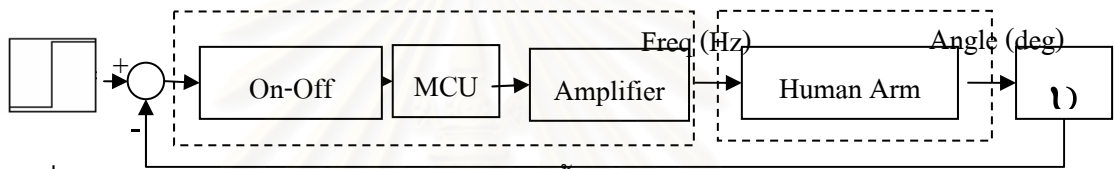
รูปที่ 4.5 บนแสดงเอาท์พุต (u) ของระบบแนะนำเปิดปิดซึ่งมีเดดโซนเทียบกับค่าอินพุต (e) รูปที่ 4.5 ล่างแสดงเอาท์พุตและอินพุตเทียบกับเวลาของระบบแนะนำเปิดปิด ระบบแนะนำเปิดปิดมีข้อดีคือการออกแบบทำได้ง่ายที่สุด ผู้ทดลองเคลื่อนแขนโดยไม่ต้องคำนึงว่าควรเคลื่อนแขนด้วยความเร็วเท่าไร แต่ข้อเสียคือเอาท์พุตของระบบเป็นความถี่คงที่เท่านั้น ผู้ทดลองจึงไม่ทราบว่าจะควรหมุนแขนด้วยความเร็วเท่าไร การแกว่งของแขนไปมามีโอกาสเกิดได้ง่ายเพราะผู้ทดลองหมุนเกินตำแหน่งที่กำหนดไว้

4.2.1 แผนภาพการจำลองและทดลองระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดโซน

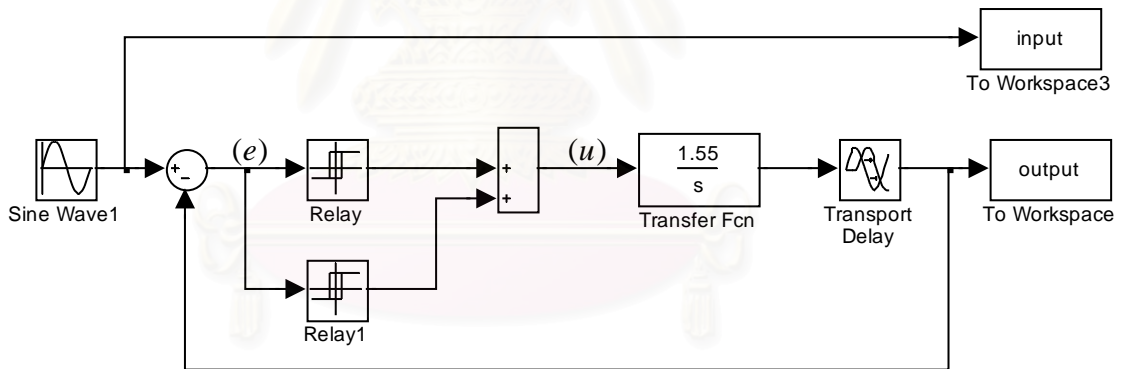
ค่าเกนและค่าเวลาประวิงเฉื่อยซึ่งได้จากผลการทดลองไซน์สวิตช์ได้ถูกจำลองผลตอบสนองเชิงขั้นและการติดตามไซน์เพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องกับการทดลองจริง และหาพารามิเตอร์ที่เหมาะสมสำหรับระบบแนะนำ โดยผู้เขียนได้เลือกทดลองกับผู้ทดลอง 3 ท่าน ดังที่ได้กล่าวข้างต้น



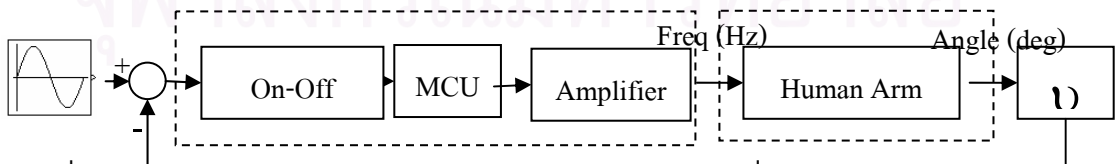
รูปที่ 4.6 แผนภาพแสดงการจำลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดไทม์



รูปที่ 4.7 แผนภาพการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดไทม์



รูปที่ 4.8 แผนภาพแสดงการจำลองผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดไทม์



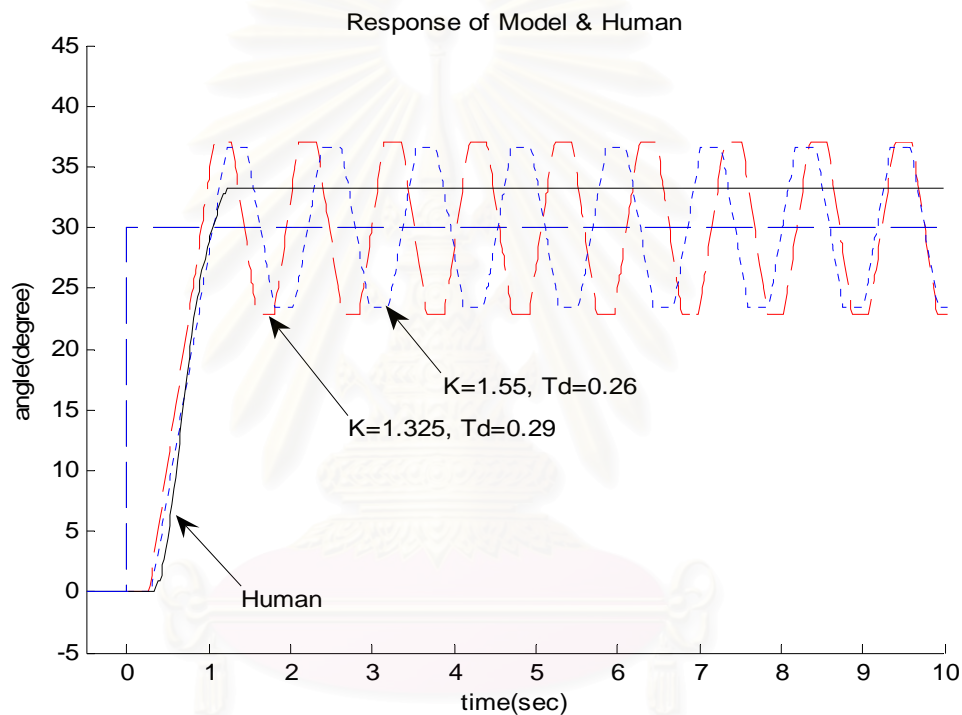
รูปที่ 4.9 แผนภาพแสดงการทดลองผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดไทม์

4.2.2 ผลการจำลองและผลการทดลองการตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำ

เปิดปิด

พารามิเตอร์ที่ใช้จำลองมีดังนี้ 1. ค่าเฉลี่ยของค่าเกน $K = 1.55$ ร่วมกับเวลาประวิง $T_d = 0.26$ วินาที 2. ค่าเกนของผู้ทดลอง $K = 1.325$ ร่วมกับเวลาประวิงของผู้ทดลอง $T_d = 0.29$ วินาที (ค่าทั้งสองได้จากผลการทดลองไซน์สวิตช์) 3. ระบบแนะนำใช้ความถี่ขณะเปิด 30 เฮิร์ตซ และความถี่ขณะปิด -30 เฮิร์ตซและค่า $\varepsilon = 5$ (สาเหตุที่เลือกใช้ค่า $\varepsilon = 5$ อยู่ในหัวข้อ

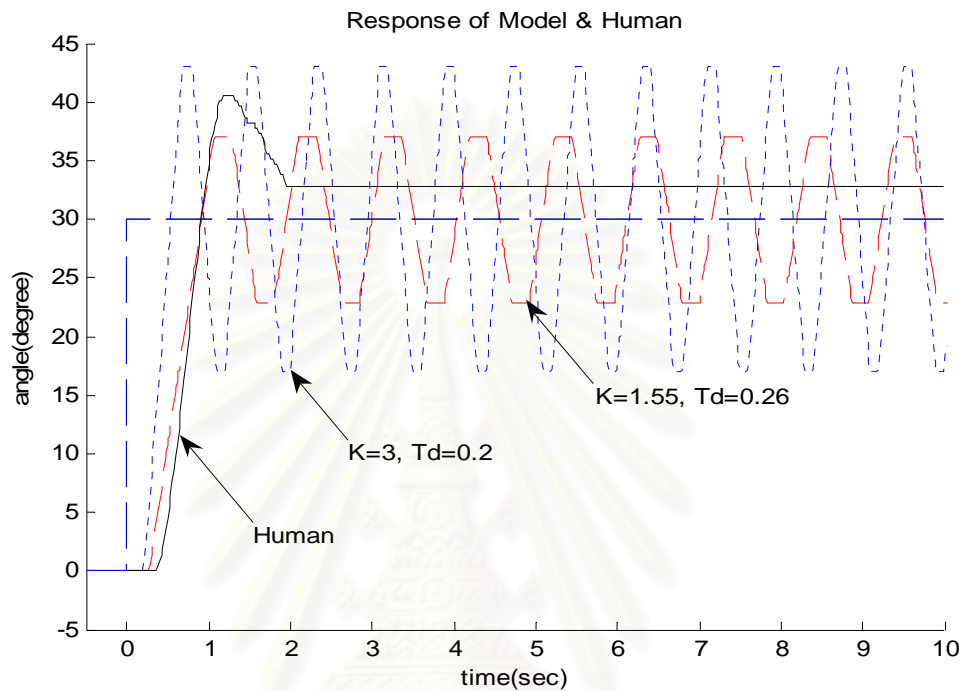
4.2.3) ผลการจำลองและผลการทดลองแสดงดังรูปด้านล่าง



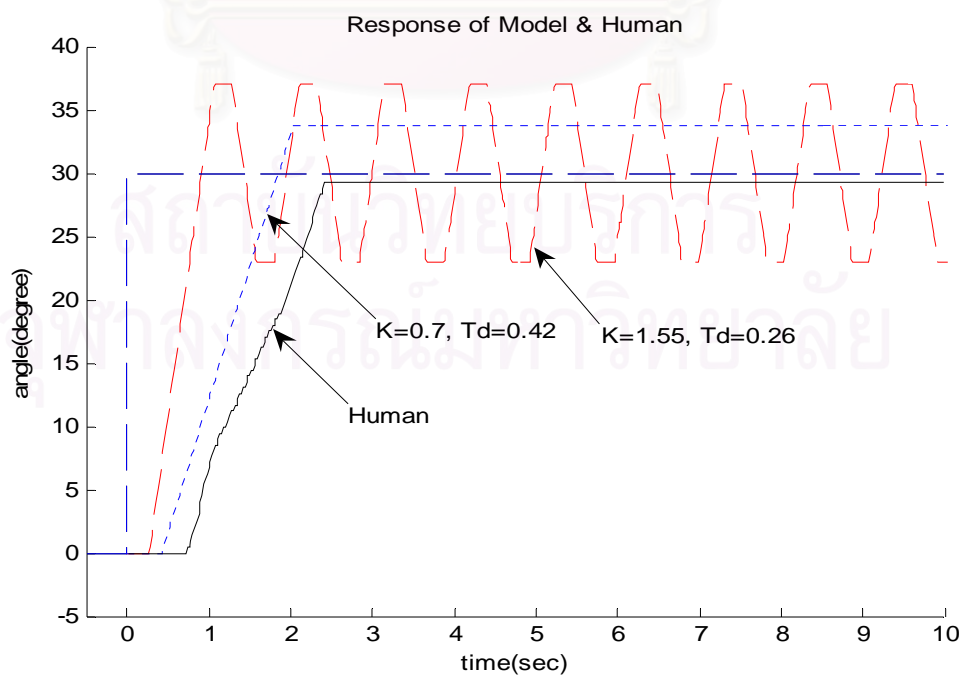
รูปที่ 4.10 ผลตอบสนองเชิงชั้นของแบบจำลองและผู้ทดลอง

จากรูปที่ 4.10 พบว่าค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตของผู้ทดลองมีค่าต่ำกว่าค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตของแบบจำลองทั้งสอง ค่าเวลาประวิงของผู้ทดลองวัดได้ 0.35 วินาที ซึ่งมีค่ามากกว่าค่าเดิม (0.29 วินาที) ผลตอบสนองของผู้ทดลองสามารถเข้าสู่เสถียรภาพได้ซึ่งต่างจากผลตอบสนองจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ทั้งนี้เป็นเพราะการเคลื่อนแขนของผู้ทดลองอาศัยการเรียนรู้และคาดเดาร่วมด้วย เมื่อผู้ทดลองเคลื่อนแขนผ่านจุดที่ตัวกระตุ้นหยุดสั้น ผู้ทดลองสามารถจะคาดเดาตำแหน่งได้ว่าตำแหน่งเป้าหมายอยู่ที่ใด ในรูปที่ 4.11 และรูปที่ 4.12 พบว่าผู้ทดลองทั้ง 2 สามารถเข้าสู่เสถียรภาพได้ โดยผู้ทดลองทั้งสองมีความชันในช่วงเวลาขึ้น (ค่าเกน) ใกล้เคียงกับแบบจำลองของผู้ทดลองเอง แต่เวลาประวิงที่วัดได้มีค่ามากกว่าเวลาประวิงของแบบจำลอง เวลาประวิงที่ได้จากแบบจำลองมาจากผลการทดลองไซน์สวิตช์ซึ่งผู้ทดลองได้รับข้อมูลอย่าง

ต่อเนื่อง จึงทำให้คาดเดาความถี่ล่วงหน้าได้ว่ามีลักษณะเป็นเช่นไร เวลาประวิงที่ได้จากผลการทดลองไชนส์วีปจึงมีค่าน้อยกว่า เวลาประวิงที่ได้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้น



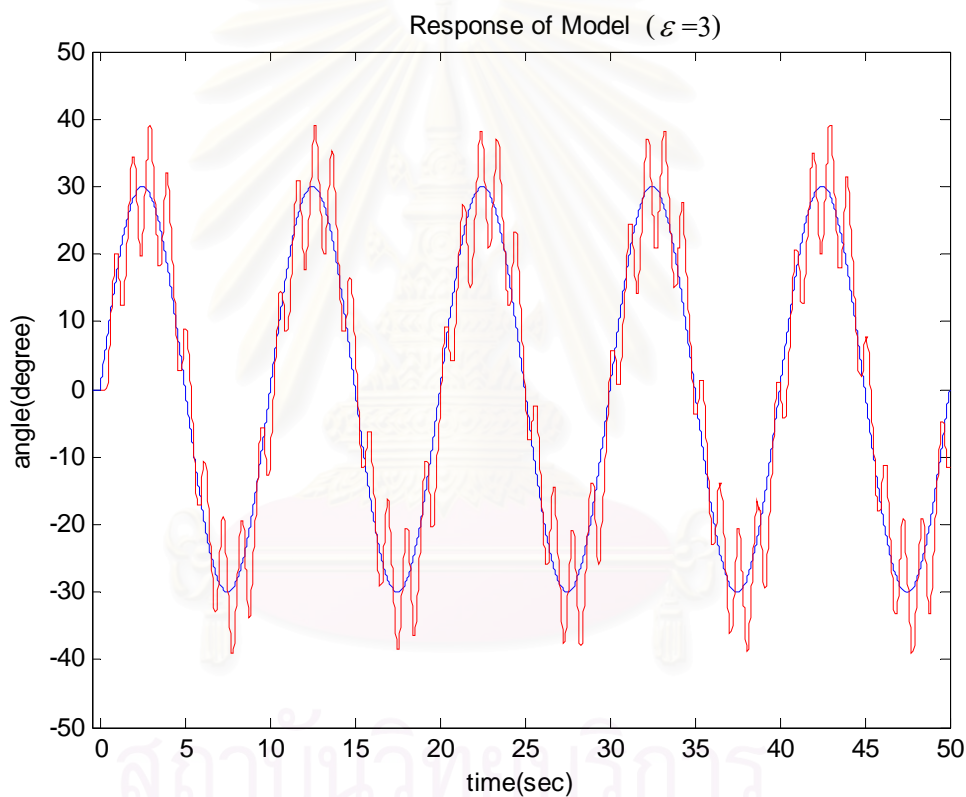
รูปที่ 4.11 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกินมากและมีเวลาประวิงน้อย



รูปที่ 4.12 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกินน้อยและมีเวลาประวิงมาก

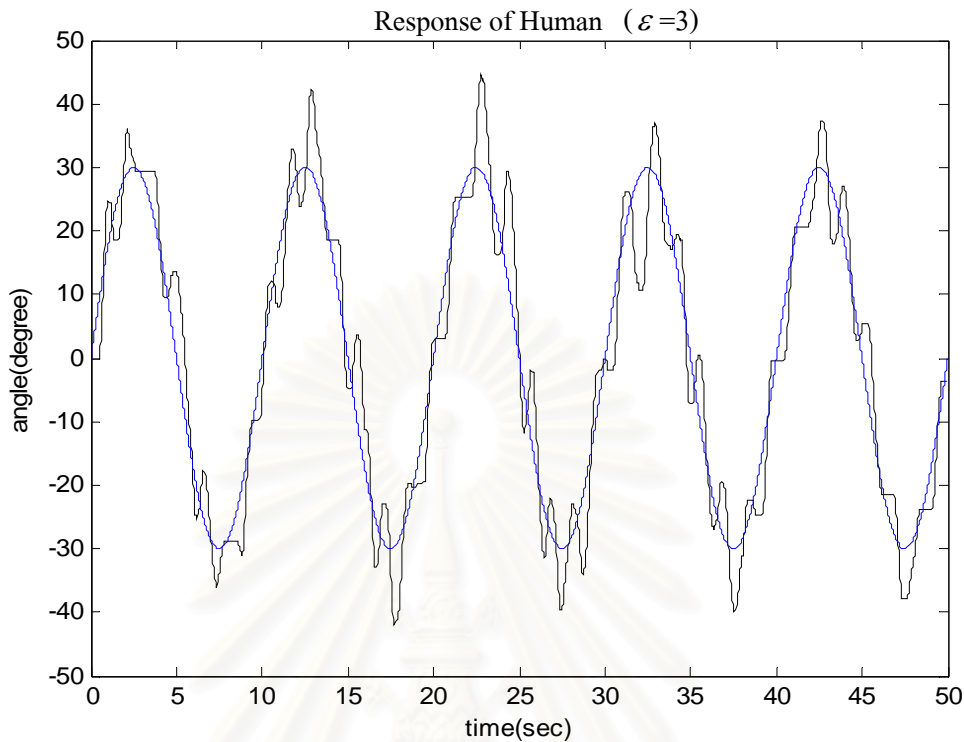
4.2.3 ผลจำลองและผลทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำเปิดปิด

ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำเปิดปิดได้มาจาก รูปที่ 8 ซึ่งแสดงแผนภาพของการจำลองและทดลองผลตอบสนองการติดตามคลื่นไซน์ที่มีความถี่ 0.1 เฮิร์ตซของระบบแนะนำเปิดปิด ค่า ε ของระบบแนะนำเปิดปิดจะมีผลกระทบต่อผลการจำลองและผลการทดลองนี้อย่างชัดเจน คือถ้าค่า ε มีค่าต่ำ ค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตจะมีค่าสูงเป็นผลให้การเคลื่อนที่ติดตามไซน์เกิดการสั่นกลับไปมา ไม่มีเสถียรภาพ การจำลองและทดลองได้แบ่งเป็น 2 กรณีคือ ค่า $\varepsilon = 3$ และ ค่า $\varepsilon = 5$ ในแต่ละกรณีจะทดลองกับผู้ทดลองทั้ง 3 ท่านตั้งได้กล่าวข้างต้น



รูปที่ 4.13 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K = 1.55$ $T_d = 0.26$

พารามิเตอร์ที่ใช้จำลองมีดังนี้ $K = 1.55$ ร่วมกับเวลาประวิง $T_d = 0.26$ วินาที $\varepsilon = 3$ ความถี่ขณะเปิด 30 เฮิร์ตซ และความถี่ขณะปิด -30 เฮิร์ตซ จากรูปที่ 12 พบว่าเกิดการสั่นกลับไปมาของผลตอบสนองอย่างต่อเนื่อง ทั้งนี้เพราะมุมเป้าหมายมีการเปลี่ยนค่าอย่างต่อเนื่อง และระบบแนะนำคือระบบแนะนำเปิดปิด ทำให้ค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตสามารถเกิดได้อย่างต่อเนื่อง



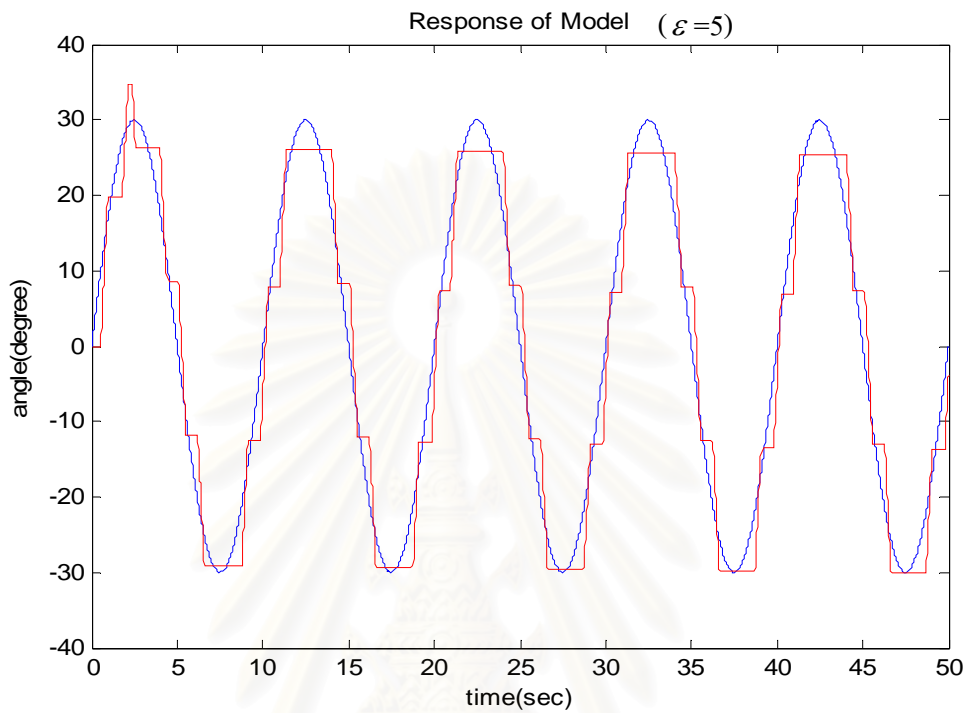
รูปที่ 4.14 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K = 1.325$ $Td = 0.29$

พารามิเตอร์ของผู้ทดลองคือ $K = 1.325$ เวลาประวิง 0.29 วินาที $\varepsilon = 3$ ความถี่ขณะเปิด 30 เฮิรตซ์ และความถี่ขณะปิด -30 เฮิรตซ์ และความถี่เมื่ออยู่ในช่วงเดดโซน 0 เฮิรตซ์ จากรูปที่ 4.14 พบว่าผลตอบสนองของผู้ทดลองมีค่าใกล้เคียงกับผลตอบสนองของแบบจำลอง ซึ่งแสดงในรูปที่ 4.13 คือมีการสั่นกลับไปมาของผลตอบสนองคล้ายกัน วิธีหนึ่งที่คุณเขียนเห็นว่าสามารถช่วยลดค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตได้คือการเพิ่มค่าเดดโซนคือให้ $\varepsilon = 5$ ซึ่งจะสามารถสังเกตได้ในรูปที่ 4.15 และรูปที่ 4.16 ผลการจำลองและผลการทดลองมีความใกล้เคียงกันคือค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตมีค่าลดลงมาก

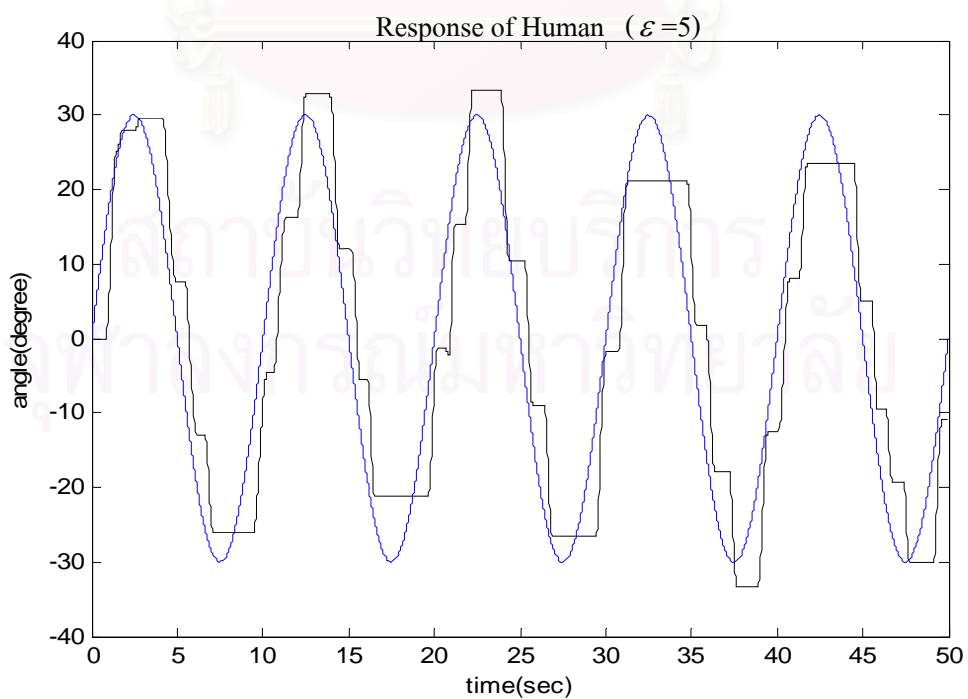
รูปที่ 4.17, 4.18, 4.19 และ 4.20 แสดงผลตอบสนองของแบบจำลองและผู้ทดลองที่มีค่าเกนมาก และเวลาประวิงน้อย จากรูปที่ 4.18 พบว่าผลตอบสนองในช่วงต้นของผู้ทดลองคล้ายผลตอบสนองของแบบจำลอง ผู้ทดลองท่านนี้มีเวลาประวิงน้อย และได้ทำการปรับค่าเกนลงระหว่างการทดลอง ผลตอบสนองในช่วงหลังจึงมีค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตต่ำ และจากรูปที่ 4.20 ซึ่งใช้ค่า $\varepsilon = 5$ ผลตอบสนองที่ได้จึงมีการแกว่งไปมาน้อยกว่ารูปที่ 4.18

รูปที่ 4.21, 4.22, 4.23 และ 4.24 แสดงผลตอบสนองของแบบจำลองและผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยและเวลาประวิงมาก จากรูปที่ 4.22 พบว่าผลตอบสนองของผู้ทดลองต่างกับผลตอบสนองแบบจำลองของผู้ทดลอง เนื่องจากผู้ทดลองได้มีการเพิ่มค่าเกนขึ้นทำให้ผลตอบสนองมีลักษณะคล้ายผลตอบสนองของแบบจำลองค่าเฉลี่ย และจากรูปที่ 4.24 ซึ่งใช้ค่า

$\varepsilon = 5$ พบว่าในตอนต้นผู้ทดลองลดค่าเกณฑ์ และได้เพิ่มค่าเกณฑ์ในตอนท้าย ผลตอบสนองจึงไม่สอดคล้องกับแบบจำลองของผู้ทดลอง

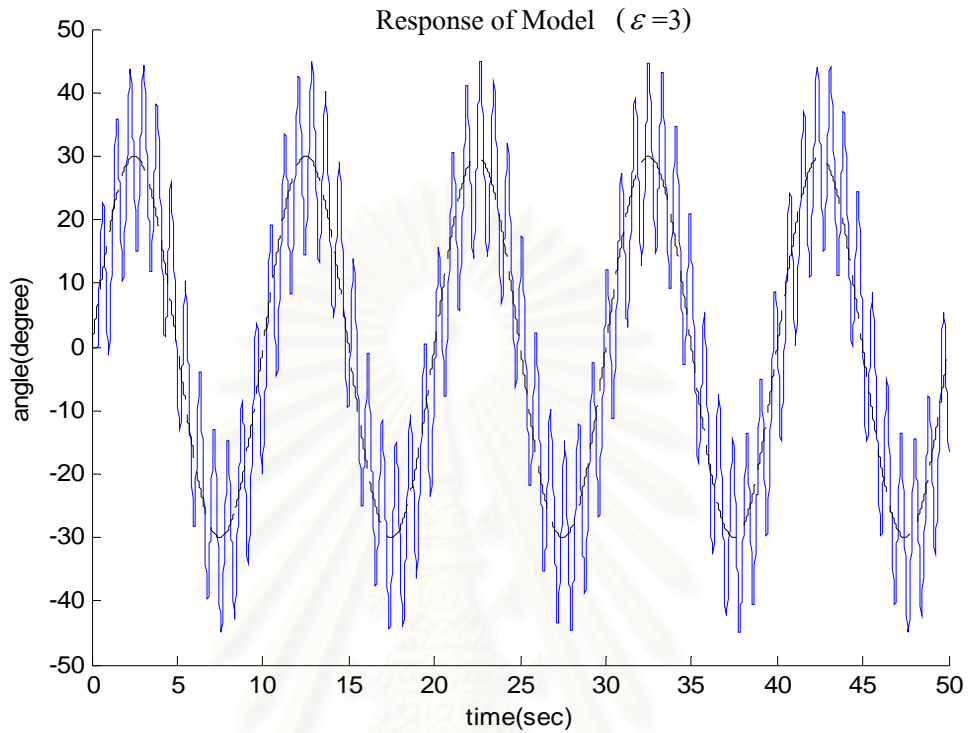


รูปที่ 4.15 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K = 1.55, Td = 0.26$

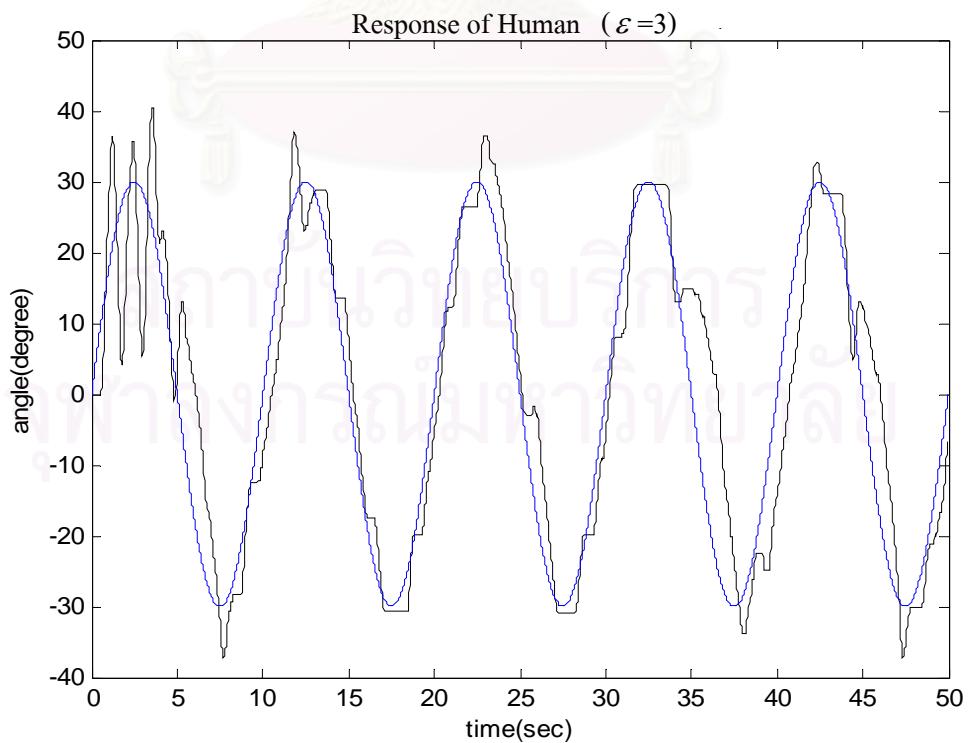


รูปที่ 4.16 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K = 1.325, Td = 0.29$

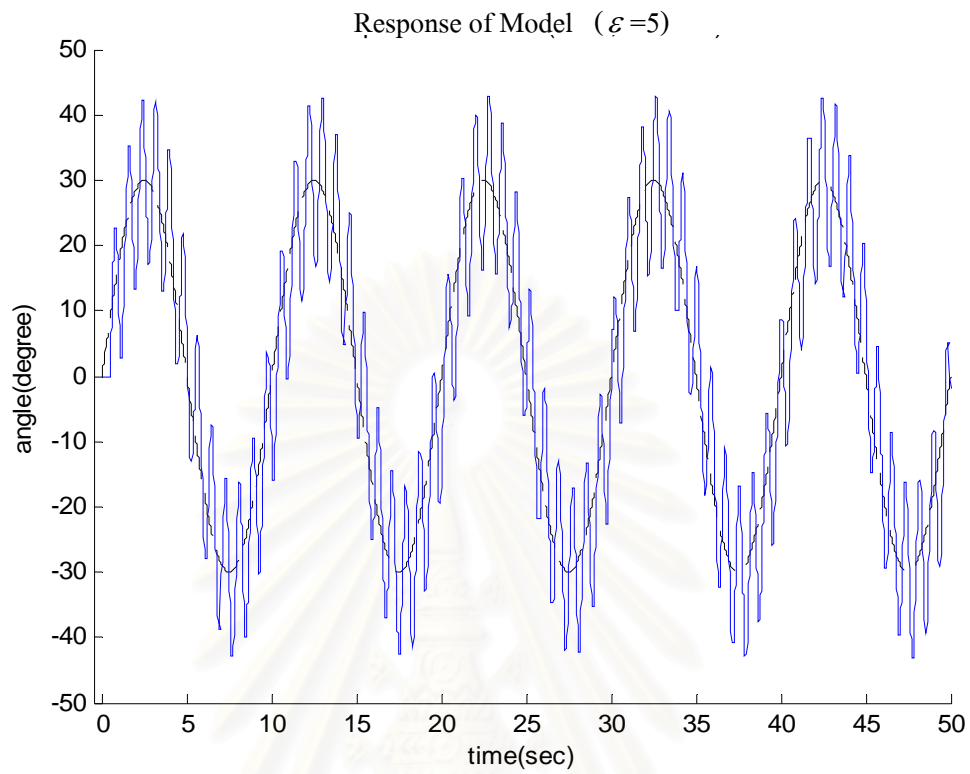
ผลการจำลองและผลทดลองของผู้ทดลองที่มีค่าเกินมากและมีเวลาประวิงน้อยที่สุด



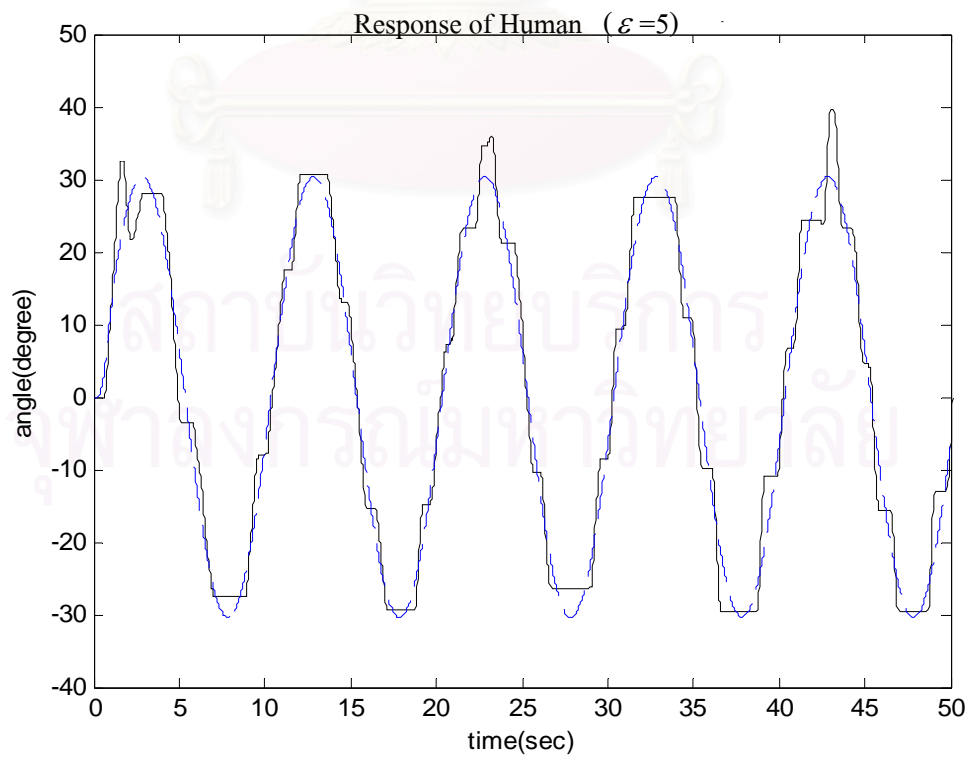
รูปที่ 4.17 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=3, Td=0.20$ กำหนด $\varepsilon=3$



รูปที่ 4.18 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=3, Td=0.20$ กำหนด $\varepsilon=3$

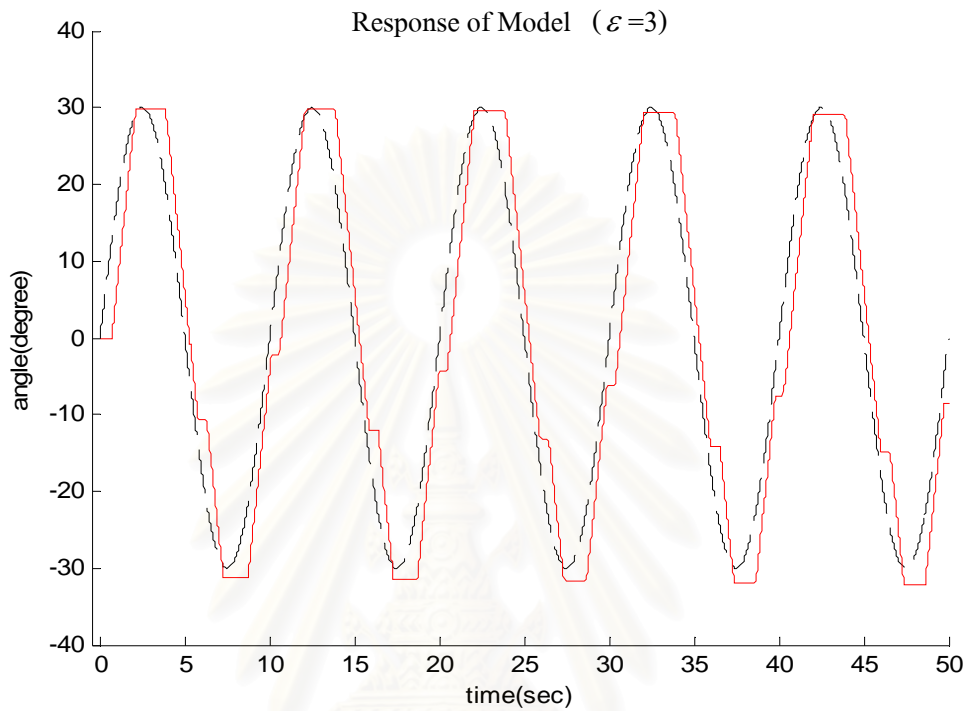


รูปที่ 4.19 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=3, Td=0.20$

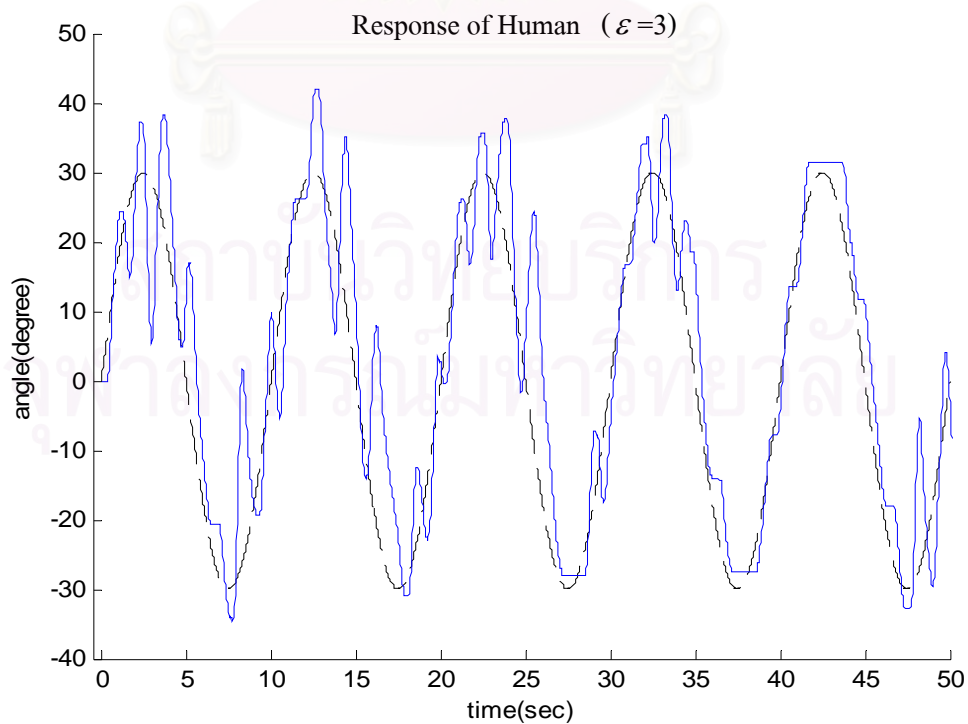


รูปที่ 4.20 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=3, Td=0.20$

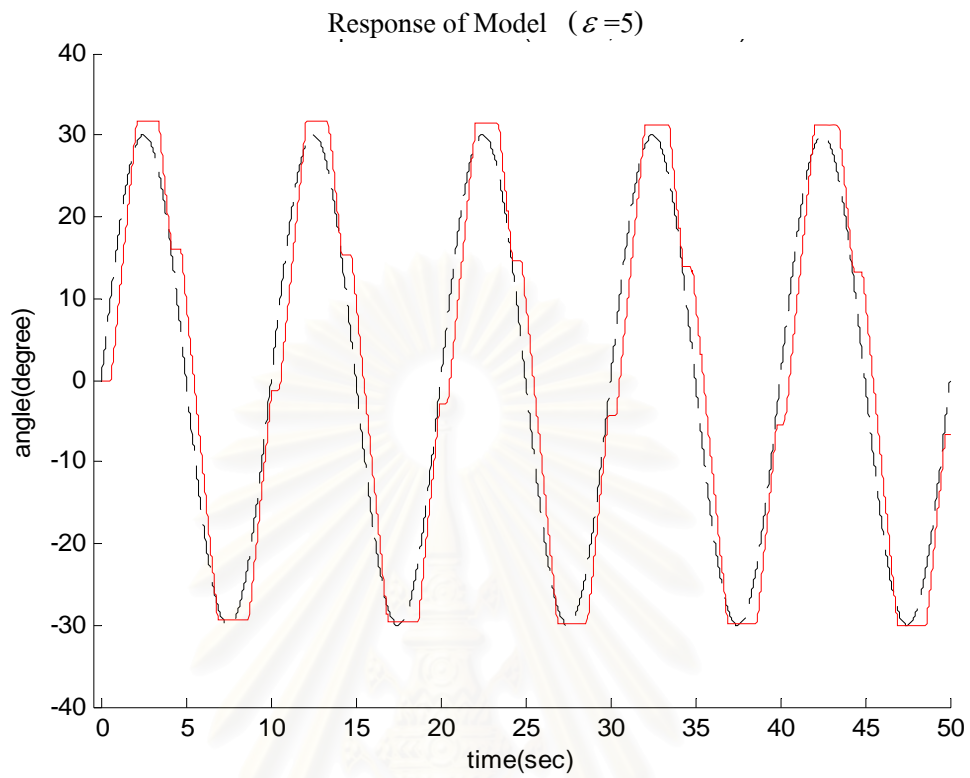
ผลการจำลองและผลการทดลองของผู้ทดลองที่มีค่าเกณฑ์น้อยและมีเวลาประวิงมากที่สุด



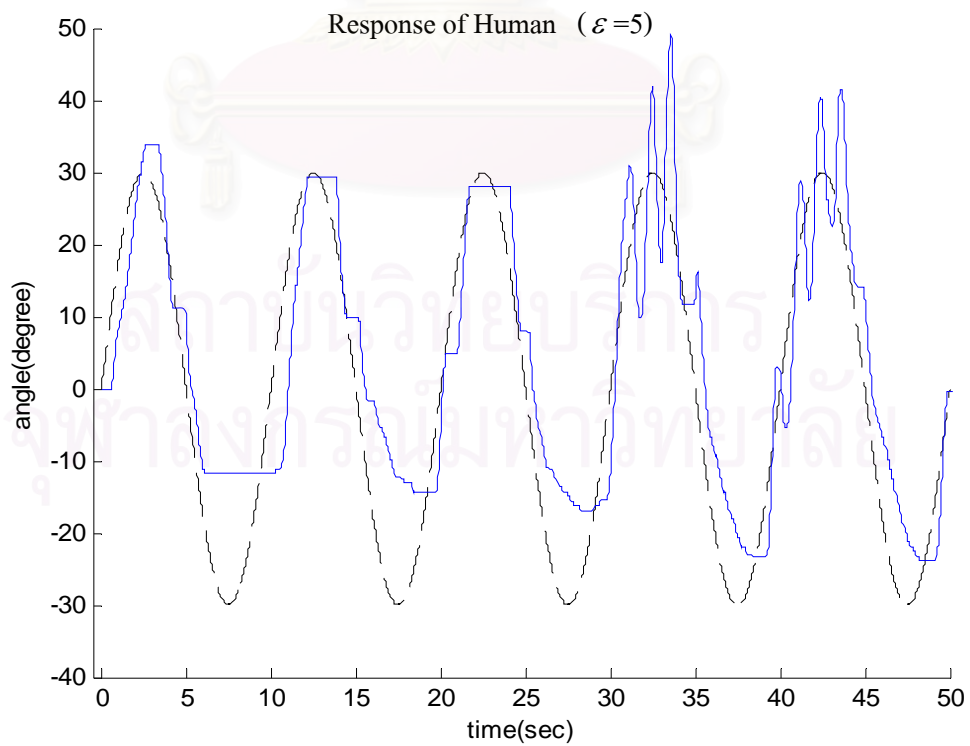
รูปที่ 4.21 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K=0.7, Td=0.415$



รูปที่ 4.22 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K=0.7, Td=0.415$



รูปที่ 4.23 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของแบบจำลอง $K = 0.7, Td = 0.415$



รูปที่ 4.24 ผลการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง $K = 0.7, Td = 0.415$

จากผลการจำลองและผลการทดลองผลตอบแทนเชิงชั้นด้วยระบบแนะนำเปิดปิด ร่วมกับเดคโชนจะเห็นได้ว่า ผลตอบแทนของผู้ทดลองสามารถประมาณได้ด้วยแบบจำลองในช่วงเวลาสั้นได้ แต่ในช่วงเวลาเข้าที่ผลตอบแทนของผู้ทดลองไม่สอดคล้องกับแบบจำลองเพราะผู้ทดลองได้อาศัยการเรียนรู้ และคาดเดาทำให้ผลตอบแทนของผู้ทดลองสามารถเข้าสู่เสถียรภาพได้

จากผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ด้วยระบบแนะนำเปิดปิด ร่วมกับเดคโชนจะเห็นได้ว่า ผลตอบแทนของผู้ทดลองสามารถประมาณได้ด้วยแบบจำลองไม่สามารถนำไปประยุกต์ใช้ครอบคลุมทุกคนได้ดังได้แสดงในรูปที่ 4.21, 4.22, 4.23 และ 4.24 และจากผลการทดลองจะเห็นได้ว่า ผู้ทดลองมีการเปลี่ยนค่าเกณฑ์ที่ทำการทดลองดังแสดงในรูปที่ 4.18 กล่าวคือในช่วงแรกผู้ทดลองเคลื่อนแขนโดยใช้ค่าเกณฑ์ตามสอดคล้องกับแบบจำลองที่หามา แต่หลังจากนั้นผู้ทดลองพยายามปรับตัวเองเพื่อให้มีการแกว่งเกิดขึ้นน้อยลงโดยทำการลดค่าเกณฑ์ลง ค่าเกณฑ์แท้จริงของผู้ทดลองไม่ใช่ค่าคงที่แต่อยู่ในช่วง 0.5 ถึง 3 ดังนั้นในการจำลองผลสามารถใช้ค่าเกณฑ์เฉลี่ย ($K = 1.55$) เพื่อดูผลเบื้องต้นของผลตอบแทนก่อน และนอกจากนี้ค่าคงที่ ε เป็นตัวแปรหนึ่งที่มีผลต่อเสถียรภาพของระบบแนะนำเปิดปิด จากผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ ผู้เขียนเห็นว่าควรให้ค่าคงที่ $\varepsilon = 5$ เป็นค่าที่เหมาะสมในการแนะนำการเคลื่อนที่แขนด้วยระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดคโชน

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4.3 ระบบแนะนำพีไอดีและระบบแนะนำพีดี

จากการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่พบว่า ผู้ทดลองสามารถแยกช่วงความถี่สูงต่ำได้ในช่วงความถี่ที่ใช้งาน 0-50 เฮิรตซ์ ผู้ทดลองสามารถทราบว่าจะเคลื่อนแขนเร็วขึ้นเมื่อตัวกระตุ้นสั้นที่ความถี่สูงขึ้น และเคลื่อนแขนช้าลงเมื่อตัวกระตุ้นสั้นที่ความถี่ต่ำลง ระบบแนะนำพีไอดีจึงเป็นทางเลือกหนึ่งของผู้เขียนนำมาทดลอง และจากหัวข้อที่แล้วทำให้ทราบว่าค่าเดดไทม์สามารถช่วยลดเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตและการแกว่งแขนกลับไปมาของผู้ทดลองได้ ผู้เขียนจึงออกแบบระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดไทม์

ในการหาค่าที่เหมาะสมสำหรับระบบแนะนำ ผู้เขียนได้ใช้วิธีปรับจูนค่าโดยใช้วิธีที่ 2 ของซิกเลอร์และนิโคลดังแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 การจูนด้วยกฎของซิกเลอร์-นิโคลส์ โดยใช้ K_{cr} และ P_{cr}

ชนิดของตัวควบคุม	K_p	T_i	T_d
P	$0.5K_{cr}$	∞	0
PI	$0.45K_{cr}$	$P_{cr}/1.2$	0
PID	$0.6K_{cr}$	$0.5P_{cr}$	$0.125P_{cr}$

จากข้อ 4.1 การปรับค่าเกณฑ์พบที่ค่าเกณฑ์สูงสุดที่ระบบมีเสถียรภาพคือ 3.898 และมีคาบของการสั่นเท่ากับ 1.035 วินาที ดังนั้นจากตารางที่ 1

$$K_p = 0.6K_{cr} = 2.3388 \quad \rightarrow \quad K_p = 2.34$$

$$T_i = 0.5P_{cr} = 0.5175 \quad \rightarrow \quad K_i = \frac{K_p}{T_i} = 4.52$$

$$T_d = 0.125P_{cr} = 0.1294 \quad \rightarrow \quad K_d = K_p \cdot T_d = 0.30$$

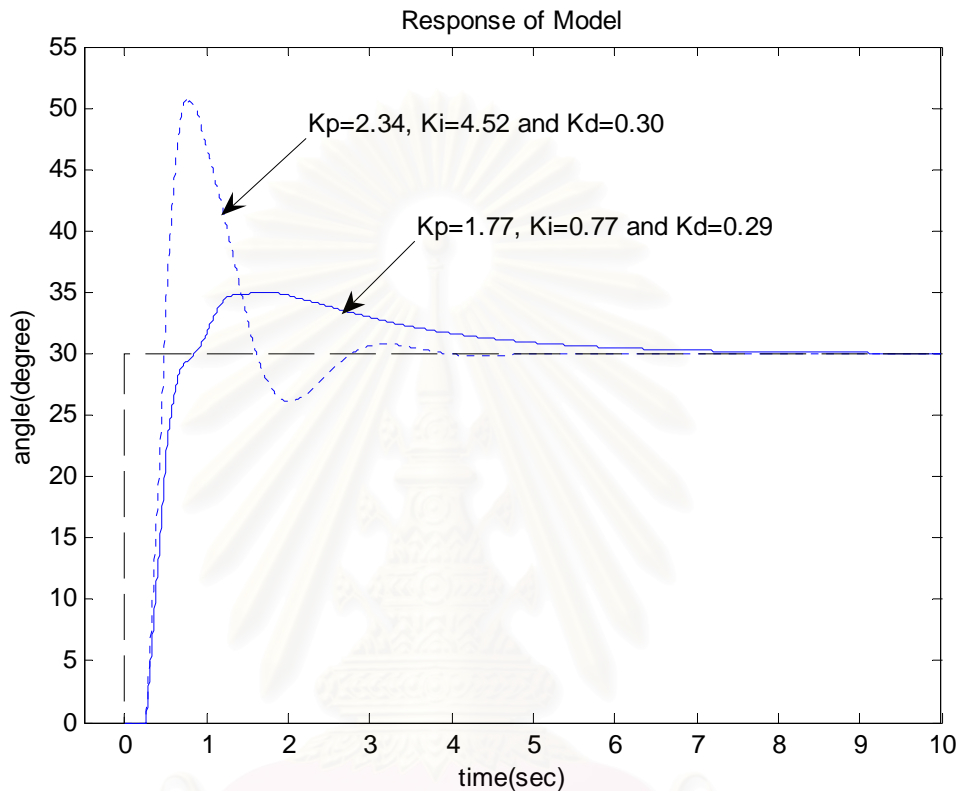
ผลจำลองผลตอบสนองด้วยวิธีของซิกเลอร์-นิโคล ให้ค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตสูงดังแสดงเป็นเส้นไขปลาในรูปที่ ดังนั้นผู้เขียนจึงได้ปรับจูนใหม่โดยใช้วิธีของไทริอัส ไลเบน (Tyreus-Luyben) ซึ่งลดการแกว่งและเพิ่มความมีเสถียรภาพแก่ระบบ (robustness) คือ

$$K_p = K_{cr} / 2.2 = 1.77 \quad \rightarrow \quad K_p = 1.77$$

$$T_i = 2.2P_{cr} = 2.277 \quad \rightarrow \quad K_i = \frac{K_p}{T_i} = 0.77$$

$$T_d = P_{cr} / 6.3 = 0.164 \quad \rightarrow \quad K_d = K_p \cdot T_d = 0.29$$

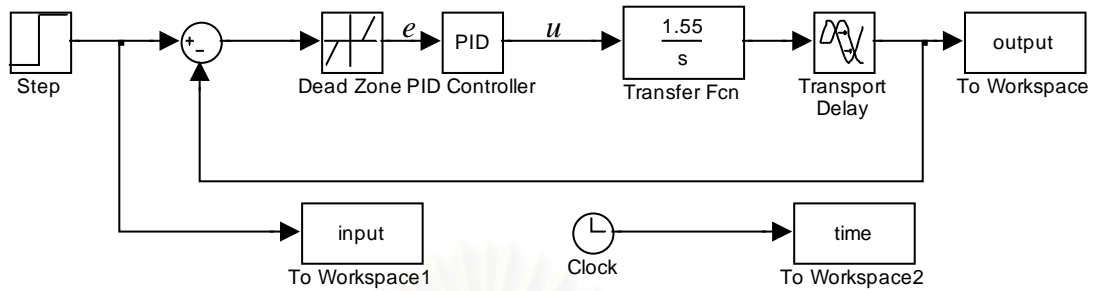
จากรูปที่ พบว่าวิธีของไทรียุส-ไลเบเนตังแสดงเป็นเส้นทึบให้ค่าเปอร์เซนโอเวอร์ชูตลดลงมาก โดยค่าเวลาขึ้นมีค่าใกล้เคียงกัน ผู้เขียนจึงเลือกใช้ค่านี้ในการจำลองและทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นและการติดตามคลื่นไซน์ด้วยระบบแนะนำพีไอดี



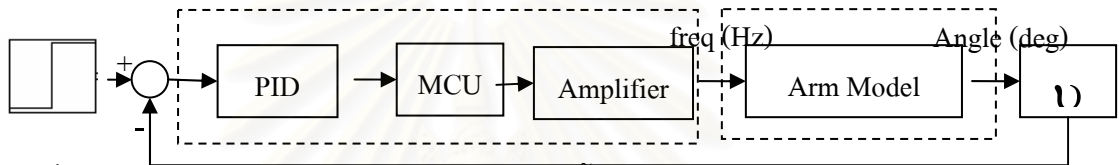
รูปที่ 4.25 ผลตอบสนองเชิงชั้นด้วยวิธีของซิกเลอร์-นิโคล และวิธีของไทรียุส-ไลเบเน

4.3.1 แผนภาพการจำลองและทดลองระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดโซน

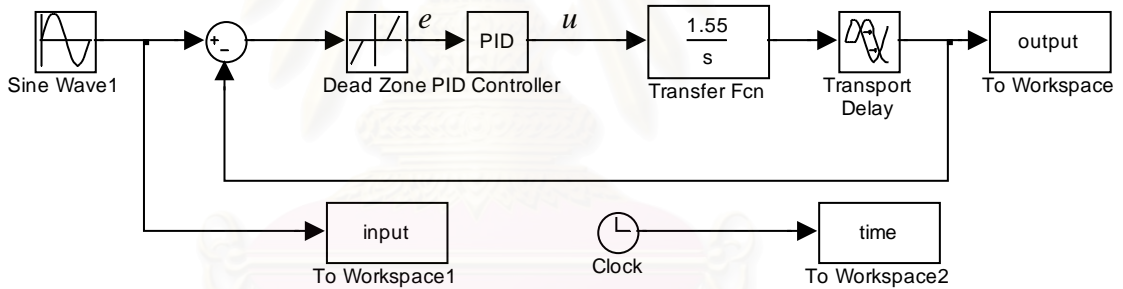
ขั้นตอนการจำลองผู้เขียนได้จำลองโดยใช้ค่าเกนและค่าเวลาประวิงเฉลี่ยซึ่งได้จากผลการทดลองไซน์สวิตช์ และใช้ค่าพีไอดีคือ $K_p=1.77, K_i=0.77$ และ $K_d=0.29$ ขั้นตอนการทดลองเพื่อเปรียบเทียบผลตอบสนองของแบบจำลองกับผลการทดลองจริง ผู้เขียนได้ทดลองเฉพาะกับผู้ทดลอง 3 ท่านคือ 1. ผู้ทดลองที่มีค่าเกนมากและมีเวลาประวิงน้อยที่สุด 2. ผู้ทดลองที่มีค่าเกนและเวลาประวิงเฉลี่ย 3. ผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยที่สุดและมีเวลาประวิงมาก



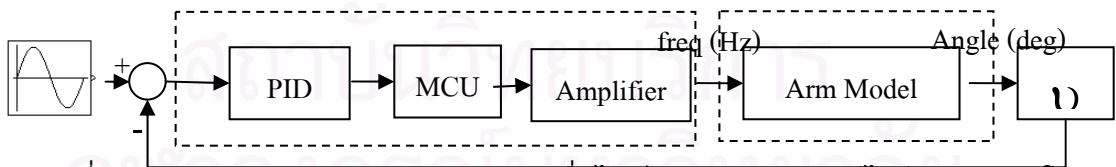
รูปที่ 4.26 แผนภาพแสดงการจำลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดโซน



รูปที่ 4.27 แผนภาพการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดโซน



รูปที่ 4.28 แผนภาพการจำลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดโซน



รูปที่ 4.29 แผนภาพการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำพีไอดีร่วมกับเดดโซน

สมการของระบบแนะนำพีไอดี

$$D(s) = \frac{u(s)}{e(s)} = K_p + \frac{K_I}{s} + K_D s \quad (4.10)$$

เมื่อเขียนให้อยู่ในรูปของสมการอนุพันธ์ของ $u(t)$ และ $e(t)$ คือ

$$u = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4.11)$$

สามารถจัดรูปให้อยู่ในเวลาดีสครีตเพื่อนำไปเขียนโปรแกรมควบคุมพีไอดีคือ

$$u_p(k) = K_p e(k) \quad (4.12)$$

$$u_D(k) = K_D \frac{(e(k) - e(k-1))}{T} \quad (4.13)$$

$$u_I(k) = u_I(k-1) + K_I \left(\frac{e(k) + e(k-1)}{2} \right) T \quad (4.14)$$

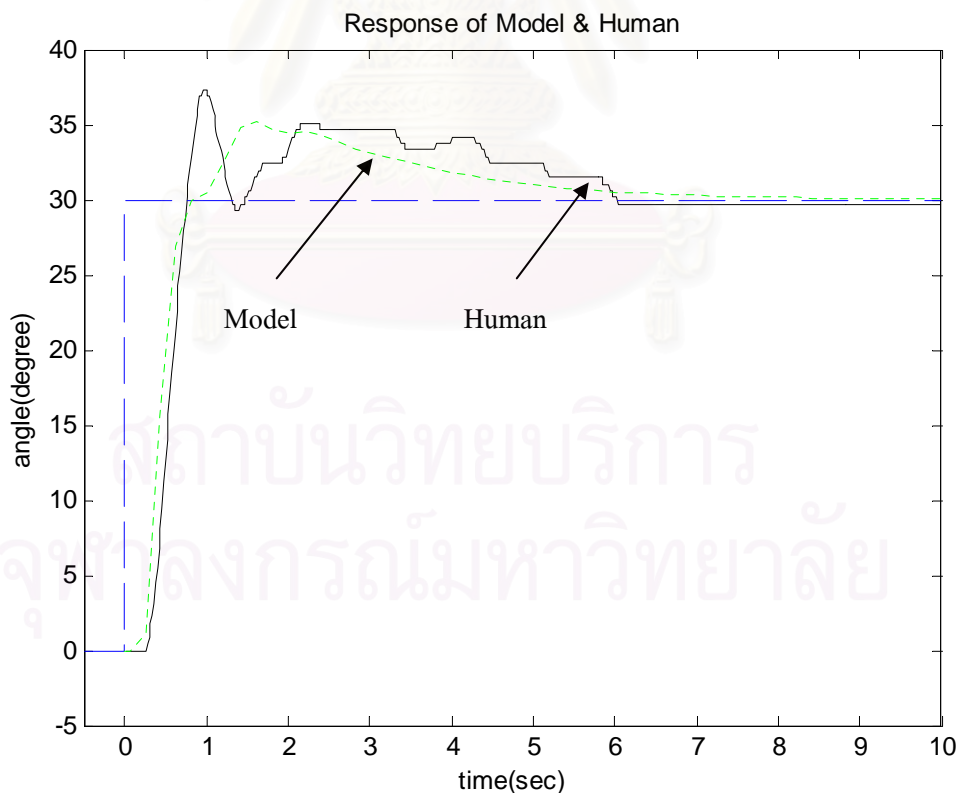
$$u(k) = u_p(k) + u_D(k) + u_I(k) \quad (4.15)$$

T คือคาบของอัตราการสุ่มเวลา (วินาที)

สัญญาณค่าผิดพลาด $e(k)$ คือผลต่างระหว่างมุมอินพุตอ้างอิง และมุมเอาต์พุตของผู้ทดลอง

$$e(k) = \theta_r(k) - \theta(k) \quad (4.16)$$

4.3.2 ผลการจำลองและผลการทดลองผลตอบสนองเชิงขั้นของระบบแนะนำพีไอดี



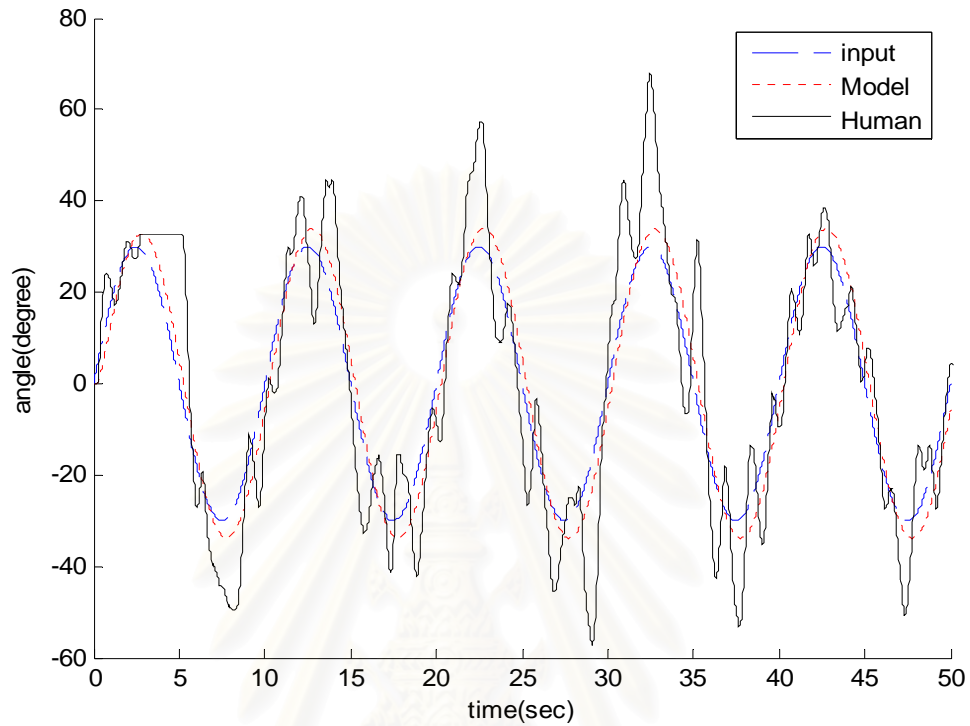
รูปที่ 4.30 ผลตอบสนองเชิงขั้นของผู้ทดลองซึ่งมีค่าเวลาประวิง 0.26 วินาที และค่าเกน $K = 1.55$ โดยใช้ $K_p=1.77$, $K_i=0.77$ และ $K_d=0.29$

จากรูปที่ 4.30 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองซึ่งมีค่าเวลาประวิง 0.26 วินาที และค่า เกน $K = 1.55$ และรูปที่ 31 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของผู้ทดลอง ซึ่งมีค่าเวลาประวิง 0.26 วินาที และค่าเกน $K = 1.55$ พบว่า การนำระบบแนะนำพีไอดีมาใช้จริง ไม่ตรงตามผลที่ได้จากการจำลองดังรูปที่ 4.30 และรูปที่ 4.31 ทั้งนี้เนื่องจากค่าเกนและเวลา ประวิงของผู้ทดลองไม่เป็นค่าคงที่ ดังค่าเกนและเวลาประวิงของแบบจำลอง นอกจากนี้ข้อมูล ความถี่ (u) ที่ส่งให้ผู้ทดลองมีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาด้วยความถี่สูงมากกว่า 1 เฮิรตซ์ ทำ ให้ผู้ทดลองเกิดความสับสน ไม่ทราบว่าจะตำแหน่งเป้าหมายที่เคลื่อนที่ไปถูกต้องหรือไม่ สังเกตได้ จากรูปที่ 4.32 ค่าผิดพลาดสะสมที่เกิดขึ้นจากการเลือกใช้ระบบแนะนำพีไอดีจะทำให้ค่า u มีค่า สูงมาก และถ้าผู้ทดลองไม่สามารถตอบสนองทัน การแกว่งของสัญญาณจะเกิดขึ้นได้ง่าย ผู้เขียนจึงทดลองใช้ระบบแนะนำพีดีซึ่งเป็นระบบที่ช่วยลดเวลาเข้าที่ และลดค่าเปอร์เซ็นต์โอ เวอร์ชูตให้น้อยลง

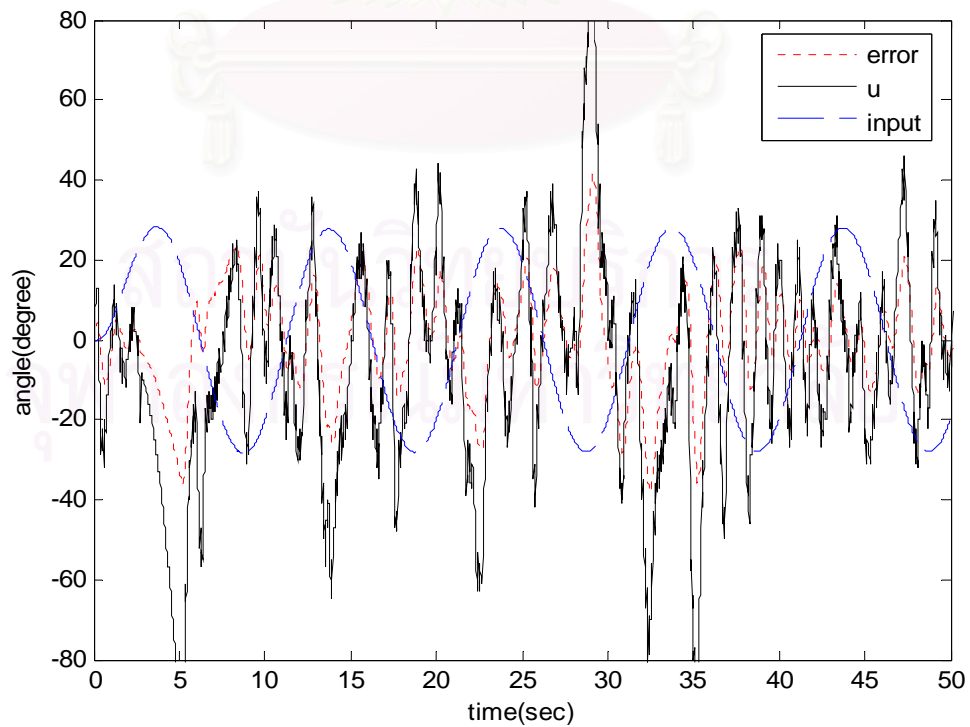


สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

4.3.3 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำ ฟิโอดีร่วมกับเดดโซน

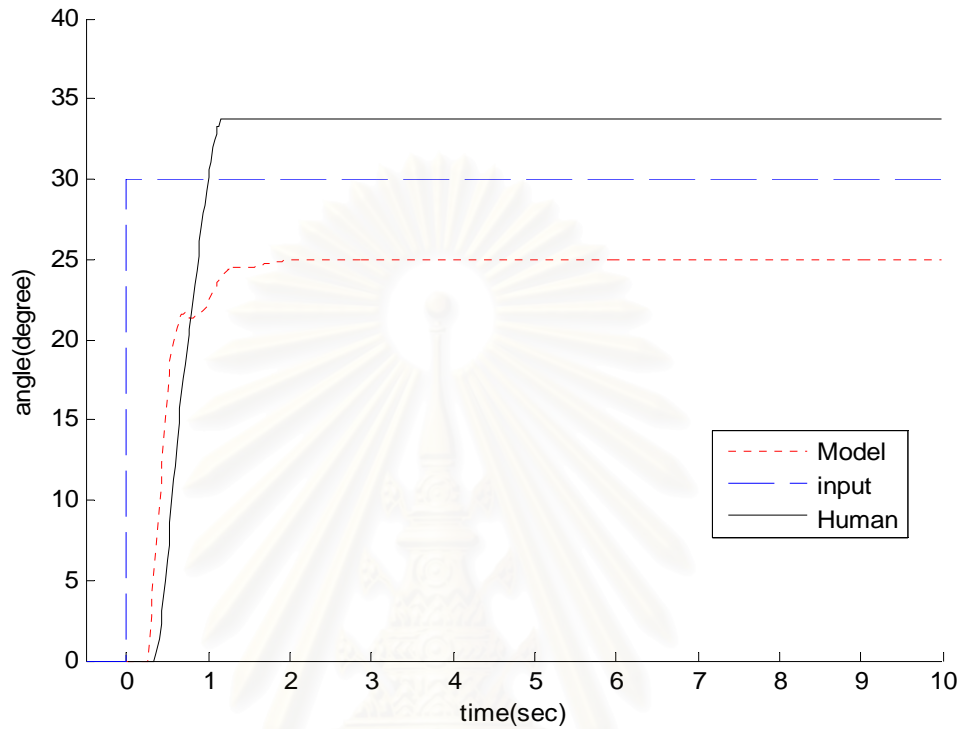


รูปที่ 4.31 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์

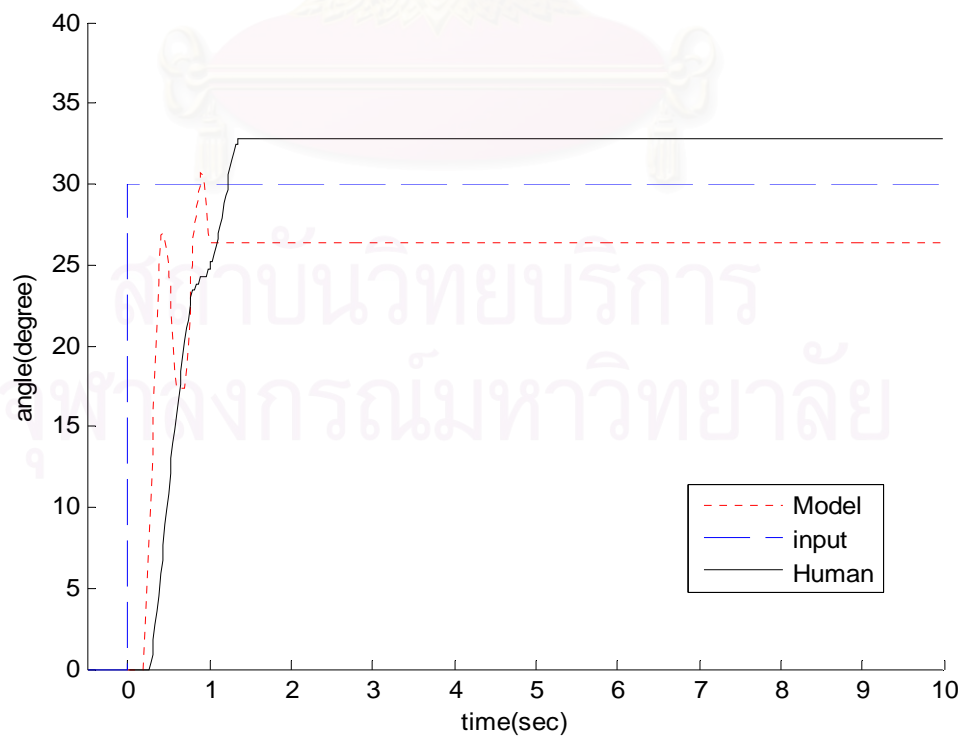


รูปที่ 4.32 ค่าผิดพลาด (e) และข้อมูลความถี่ (u) ของรูปที่ 31

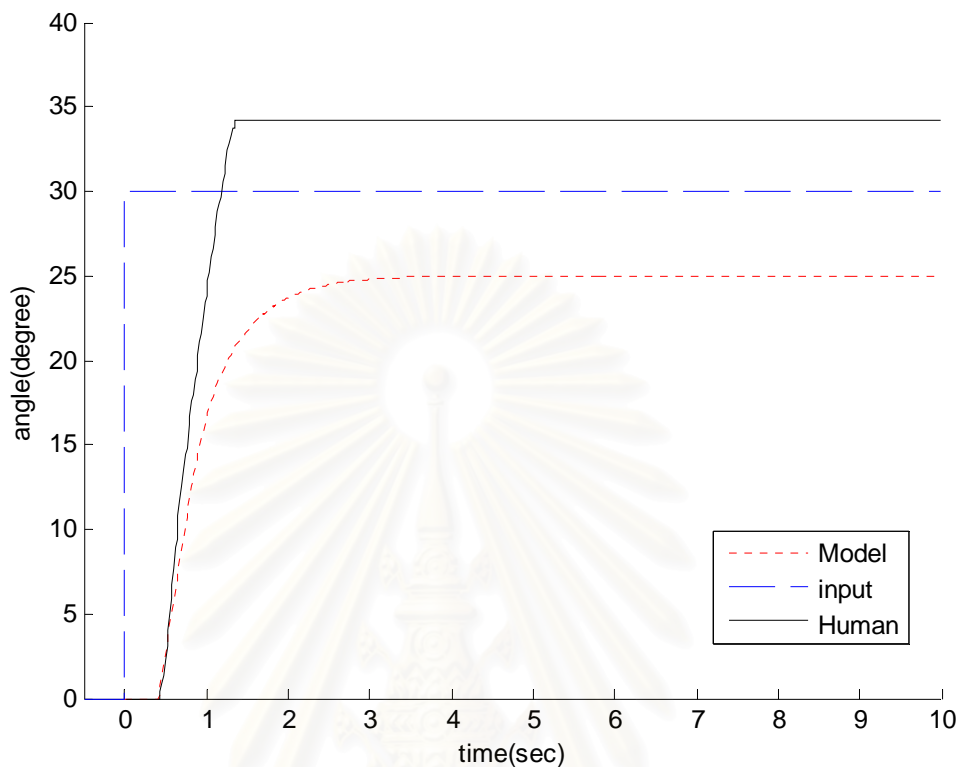
4.3.4 ผลการจำลองและผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำพีดีร่วมกับเดดโซน



รูปที่ 4.33 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนเฉลี่ยและมีเวลาประวิงเฉลี่ย



รูปที่ 4.34 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนมากและมีเวลาประวิงน้อย



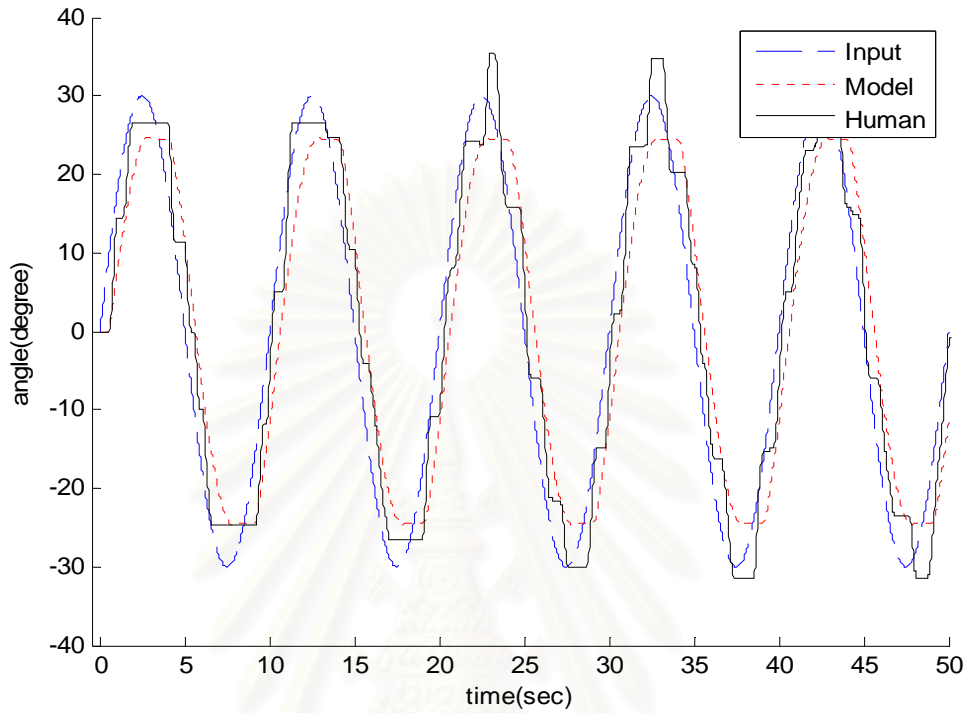
รูปที่ 4.35 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกนน้อยและมีเวลาประวิงมาก

จากรูปที่ 4.33 4.34 และ 4.35 ผลการจำลอง และผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำพีดี้ร่วมกับเดคโชนพบว่า ผลตอบสนองของผู้ทดลองไม่มีโอเวอร์ชูตสามารถเข้าถึงตำแหน่งเป้าหมายได้ ผลตอบสนองของแบบจำลองมีความคล้ายคลึงกับผลตอบสนองของผู้ทดลองเว้นแต่ค่าผิดพลาดของแบบจำลองมีค่าเป็นบวก แต่ค่าผิดพลาดของผู้ทดลองมีค่าเป็นลบ ทั้งนี้เป็นเพราะอัตราการรับข้อมูลของผู้ทดลองช้ากว่าแบบจำลอง และความสามารถในการแยกความถี่ของผู้ทดลองมีความละเอียดน้อยกว่าแบบจำลอง

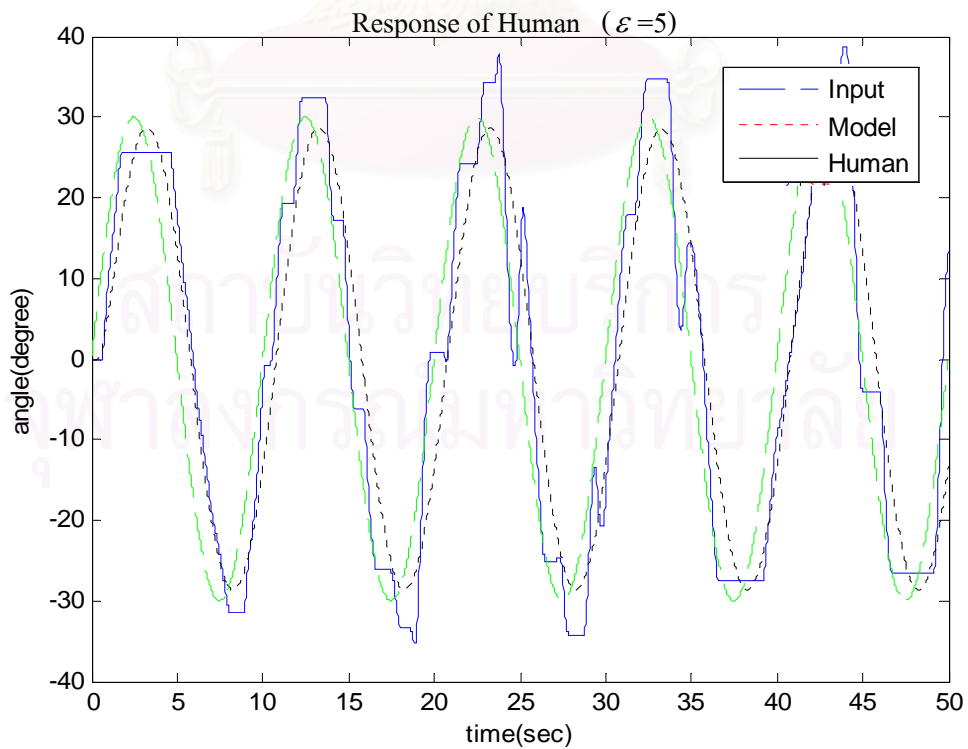
จากรูปที่ 4.36 4.37 และ 4.38 ผลการจำลองและผลการทดลองผลตอบสนองเชิงชั้นของระบบแนะนำพีดี้ร่วมกับเดคโชนพบว่า ผลตอบสนองของผู้ทดลองใกล้เคียงกับผลตอบสนองของแบบจำลองคือมีเสถียรภาพและมีค่าเปอร์เซนต์โอเวอร์ชูตน้อย ซึ่งตรงกับจุดประสงค์ที่ได้ออกแบบไว้

จากผลการทดลองทั้งหมดสังเกตได้ว่า การแนะนำการเคลื่อนที่แขนเชิงชั้นหรือการเคลื่อนที่ตามเส้นทางซึ่งเป็นฟังก์ชันของเวลาด้วยระบบแนะนำพีดี้ร่วมกับเดคโชนมีประสิทธิภาพมากที่สุด จึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่สามารถนำไปใช้ในทางปฏิบัติได้

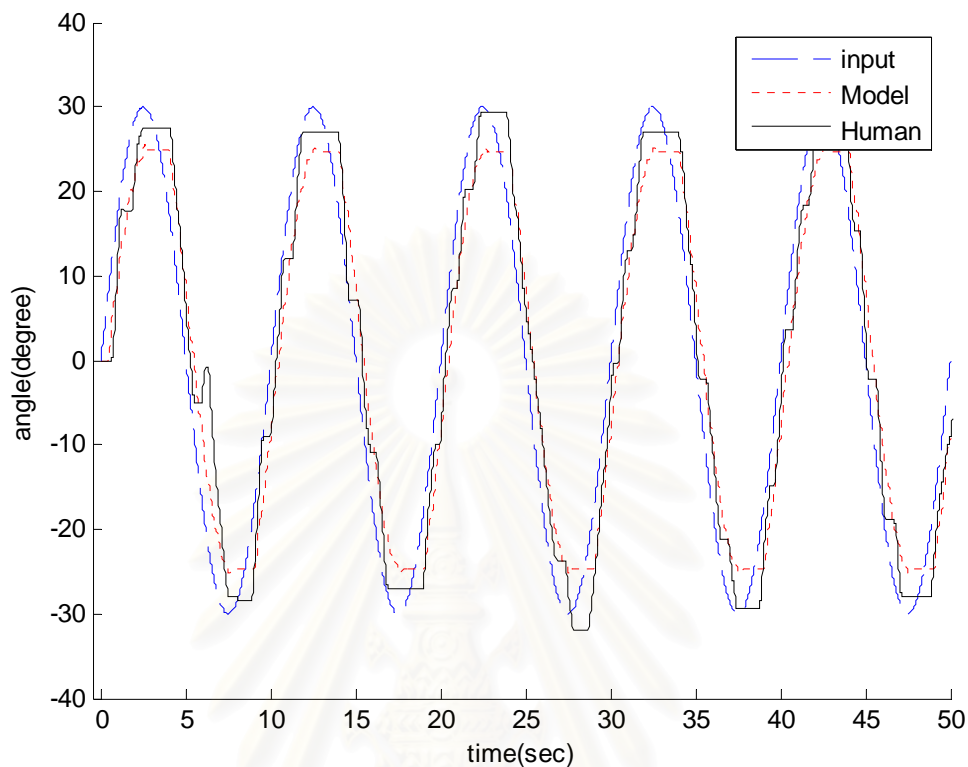
4.3.5 ผลการจำลองและผลการทดลองการติดตามคลื่นไซน์ของระบบแนะนำพีดี้ร่วมกับเดดโซน



รูปที่ 4.36 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกินเฉลี่ยและมีเวลาประวิงเฉลี่ย



รูปที่ 4.37 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกินน้อยและมีเวลาประวิงมาก



รูปที่ 4.38 ผลตอบสนองเชิงชั้นของผู้ทดลองที่มีค่าเกินมากและมีเวลาประวิงน้อย

4.4 สรุปผลการออกแบบระบบแนะนำ

การออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนแขนในหนึ่งองศาอิสระด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่หาได้ในบทความคือค่าเกิน อินทริกัล และเวลาประวิง มีความถูกต้องในระดับหนึ่ง แบบจำลองที่ใช้ค่าเกิน และเวลาประวิงของผู้ทดลองสามารถประมาณได้ใกล้เคียงกว่าแบบจำลองที่ใช้ค่าเฉลี่ยของค่าเกิน และเวลาประวิงของผู้ทดลองทั้งหมด ค่าเกินและค่าเวลาประวิงของผู้ทดลองที่แท้จริงไม่ใช่ค่าคงที่ มีค่าเป็นช่วง ดังนั้นผลตอบสนองของผู้ทดลองจึงต่างจากแบบจำลองบ้างจึงจะสังเกตได้ในผลการทดลองพีไอดี การออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนแขนด้วยการป้อนกลับด้วยสัญญาณสัมผัสไม่มีความจำเป็นที่จะต้องออกแบบให้มีความแตกต่างกันไปสำหรับแต่ละคนเพราะมนุษย์สามารถจะปรับตัวเพื่อให้ผลตอบสนองที่ดีที่สุดได้จากผลการทดลองด้วยระบบแนะนำเปิดปิดจะเห็นได้ว่าการใช้ระบบแนะนำเปิดปิดร่วมกับเดดโซนช่วยให้ผู้ทดลองสามารถเคลื่อนแขนไปยังจุดหมายโดยไม่เกิดความสับสน โดยเฉพาะการเคลื่อนที่ตามเส้นทางที่กำหนดไว้ตั้งแต่มุมเริ่มต้นจนถึงมุมสุดท้าย แต่ยังมีโอเวอร์ชูตอยู่บ้างจึงจะสังเกตได้ในผลการทดลองเชิงชั้น ระบบแนะนำพีไอดีไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ เนื่องจากข้อมูลความถี่มีการเปลี่ยนแปลงตลอดเวลาทำให้ผู้ทดลองสับสนและเกิดการแกว่งแขนไปมาได้ง่าย ข้อมูลความถี่ที่ให้ผู้ทดลองควรมีรูปแบบที่เข้าใจได้ง่าย ระบบแนะนำที่ผู้เขียนเห็นว่า

เหมาะสมและสามารถนำไปใช้จริงในทางปฏิบัติได้คือระบบแนะนำฟีตีร่วมกับเดตโซนโดยใช้ค่า $\varepsilon = 5$ ดังจะสังเกตได้จากผลการทดลองว่ามีโอเวอร์ชูดน้อยกว่า และมีเสถียรภาพมากกว่าระบบแนะนำใดๆ



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษางานวิจัยที่ผ่านมา การให้ข้อมูลเพื่อแนะนำการเคลื่อนที่แก่ผู้พิการทางสายตามีหลายรูปแบบ ผู้เขียนแบ่งเป็น 2 แบบตามลักษณะข้อมูลคือ ข้อมูลของสภาพแวดล้อม และข้อมูลแนะนำ

ข้อมูลของสภาพแวดล้อมเป็นข้อมูลแสดงระยะใกล้ไกลของสิ่งแวดล้อมรอบตัวด้วยความถี่และแอมพลิจูดของเสียงหรือความถี่และแอมพลิจูดของการสั่นสะเทือนชนิดสัมผัส ผู้รับข้อมูลจะทราบระยะห่างของสภาพแวดล้อม ซึ่งจะช่วยให้ผู้รับข้อมูลเคลื่อนที่ได้อย่างรวดเร็ว และมั่นใจมากขึ้น แต่เนื่องจากอัตราการรับข้อมูลที่ส่งผ่านประสาทด้านการได้ยิน หรือด้านผิวหนัง มีข้อจำกัด ข้อมูลที่ส่งจะต้องมีปริมาณน้อย จึงไม่เหมาะต่อการใช้ในสภาพแวดล้อมที่มีความซับซ้อนเช่น บริเวณที่มีการจราจร หรือบริเวณที่มีผู้คนหนาแน่น สำหรับข้อมูลแนะนำเป็นข้อมูลแนะนำการเคลื่อนที่ของผู้รับข้อมูลว่าควรเคลื่อนที่ไปในทิศทางใด ด้วยความเร็วเท่าไร โดยที่ผู้รับข้อมูลไม่ทราบสภาพแวดล้อมนั้น ข้อมูลแนะนำสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในสภาพแวดล้อมที่ซับซ้อน

วิทยานิพนธ์นี้วิจัยศึกษาระบบแนะนำการเคลื่อนที่ในหนึ่งองศาอิสระ โดยเป็นการป้อนกลับด้วยการส่งสัญญาณความถี่สั่นสะเทือนชนิดสัมผัสแก่ผิวหนัง โดยศึกษาหาแบบจำลองผลตอบแทนของการเคลื่อนที่ของแขนที่มีต่อสัญญาณความถี่สัมผัส และออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่ของแขนให้เคลื่อนไปตามตำแหน่ง และเส้นทางที่กำหนดไว้ ตัวกระตุ้นซึ่งกำเนิดความถี่สัมผัสถูกติดตั้งบริเวณข้อมือของผู้ทดลอง ผู้ทดลองจะรับทราบข้อตกลง 3 ข้อของการส่งสัญญาณความถี่สัมผัสแก่ผิวหนังคือ 1) ถ้าตัวกระตุ้นด้านใดสั่นให้เคลื่อนแขนไปที่ด้านนั้น 2) ถ้าตัวกระตุ้นที่ความถี่สูงขึ้นหรือต่ำลงให้เคลื่อนแขนเร็วขึ้นหรือช้าลงตามลำดับ 3) ถ้าตัวกระตุ้นหยุดสั่นให้หยุดเคลื่อนแขน การศึกษาหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบแนะนำได้มาจากการทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่ของผู้ทดลองสายตาศบพิการ ในการศึกษาผลตอบแทนเชิงความถี่พบว่า ผู้ทดลองอาศัยการเรียนรู้ และคาดเดาความถี่สัมผัสล่วงหน้า ทำให้เวลาประวิงที่ได้จากการทดลองผลตอบแทนเชิงความถี่มีค่าน้อยมากกว่าเวลาประวิงที่ได้จากผลตอบแทนเชิงขึ้น และทำให้แบบจำลองที่สร้างขึ้นจากค่าเวลาประวิงนี้ไม่ถูกต้อง จึงต้องปรับการทดลองโดยใช้สัญญาณอินพุตเป็นคลื่นไซน์สวีปซึ่งคือสัญญาณคลื่นไซน์ที่มีการเปลี่ยนแปลงความถี่ แผนภาพโบดีของผลการทดลองแสดงอัตราการขยายเชิงความถี่ซึ่งสามารถประมาณด้วยเส้นตรงที่มีความชันเท่ากับ -20 dB แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของผลตอบแทนการเคลื่อนที่แขนสามารถประมาณเป็นผลคูณของค่าเกน อินทรีเกรเตอร์ และเวลาประวิง (Ke^{-Ts} / s) ค่าเกนและเวลาประวิงของแต่ละบุคคลมีค่าต่างกัน โดยมีค่าเกนอยู่ในช่วง

0.5 – 2.5 ค่าเฉลี่ยของค่าเกินมีค่าเท่ากับ 1.55 เวลาประวิงอยู่ในช่วง 0.21 – 0.44 วินาที และค่าเฉลี่ยของเวลาประวิงเท่ากับ 0.26 วินาที นอกจากนี้จากผลการทดลองผลตอบสนองเชิงความถี่พบว่า ความถี่เฉลี่ยสูงสุดที่ผู้ทดลองสามารถตอบสนองได้คือ 1.0 เฮิร์ตซ ดังนั้นการส่งข้อมูลแนะนำไม่ควรส่งข้อมูลที่ความถี่มากกว่า 1 เฮิร์ตซ

ระบบแนะนำการเคลื่อนแขนให้ไปตามตำแหน่งหรือเส้นทางที่กำหนด ถูกออกแบบจากแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยใช้ค่าเฉลี่ยของค่าเกินและค่าเฉลี่ยของเวลาประวิง ระบบแนะนำที่นำมาใช้ออกแบบมี 3 ระบบคือระบบแนะนำเปิดปิด ระบบแนะนำพีไอดี และระบบแนะนำพีดี ระบบแนะนำทั้งสามถูกนำมาใช้ร่วมกับเดตโซนเพื่อป้องกันการแกว่งแขนกลับไปมาเมื่อแขนได้ไปถึงตำแหน่งที่กำหนดแล้ว ระบบแนะนำเปิดปิดเป็นระบบที่ให้ข้อมูลความถี่สัมผัสที่เข้าใจได้ง่าย ข้อมูลความถี่มีเพียง 3 ค่าคือ ค่าความถี่คงที่บวก ค่าความถี่คงที่ลบ และค่าความถี่ศูนย์ ผลการจำลองของระบบแนะนำเปิดปิดมีค่าโอเวอร์ชูต ช่วงเวลาขึ้นใกล้เคียงผลการทดลองทั้งนี้เป็นเพราะข้อมูลที่ให้ผู้ทดลองสามารถเข้าใจได้ง่าย แต่อย่างไรก็ตามค่าโอเวอร์ชูตที่ได้จากระบบแนะนำเปิดปิดมีค่าสูง ระบบแนะนำพีไอดีเป็นระบบแนะนำที่ให้ผลจำลองการตอบสนองได้รวดเร็ว ผลการจำลองแตกต่างจากผลการทดลองมาก ข้อมูลความถี่ที่ส่งให้ผู้ทดลองมีการเปลี่ยนแปลงด้วยความถี่สูงอยู่เสมอ ทำให้ผู้ทดลองเกิดความสับสน ผลตอบสนองของผู้ทดลองจึงมีค่าผิดพลาดและค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตสูงมาก ระบบแนะนำพีดีเป็นระบบที่ช่วยลดเวลาเข้าที่ และลดค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูตของระบบให้น้อยลง ผู้ทดลองสามารถเข้าใจข้อมูลความถี่ได้ง่าย ผลการจำลองของระบบแนะนำพีดีมีค่าเปอร์เซ็นต์โอเวอร์ชูต เวลาเข้าที่ใกล้เคียงผลการทดลอง ดังนั้นระบบแนะนำที่เหมาะสมในการนำมาใช้แนะนำการเคลื่อนแขนคือระบบแนะนำพีดี ร่วมกับเดตโซนโดยมีค่าคงที่ $\varepsilon = 5$ องศา

5.2 ข้อเสนอแนะ

1. ผลการจำลองระบบแนะนำด้วยแบบจำลองการเคลื่อนที่ของแขนที่ได้ในบทที่ 3 ของผู้ทดลองบางท่านให้ผลแตกต่างจากผลการทดลอง ซึ่งความแตกต่างนี้จะเกิดขึ้นในช่วงเวลาเข้าที่ นอกจากนี้ในการทดลองซ้ำที่ช่วงเวลาต่างกัน 6 เดือนผลการทดลองของผู้ทดลองบางท่านเปลี่ยนแปลงไป ผู้เขียนเห็นว่าการศึกษาหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์หรือการออกแบบการทดลองควรคำนึงถึง อัตราการเรียนรู้ ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่ไม่มีในแบบจำลองนี้

2. ตัวกระตุ้นสัมผัสถูกติดตั้งเพียง 2 ตำแหน่งรอบบริเวณข้อมือ ผู้เขียนคิดว่าการติดตั้งตัวกระตุ้นสัมผัสเพิ่มสามารถเพิ่มอัตราการเรียนรู้ให้ข้อมูลแนะนำ โดยตำแหน่งที่ติดตั้งเพิ่มควรมีระยะห่างจากตำแหน่งเดิมมาก เช่น ข้อมือซ้าย ข้อมือขวา นอกจากนี้ในการทดลองต้องเพิ่มเวลาในการเรียนรู้ และทำความเข้าใจกับข้อมูลสัมผัสบนชนิดสัมผัส

3. ตัวกระตุ้นสันสัมผัสที่ใช้ในงานวิจัยใช้พลังงานไฟฟ้าสูงประมาณ 9 วัตต์ ซึ่งควรเปลี่ยนไปใช้ตัวกระตุ้นที่ใช้พลังงานน้อยกว่า เพื่อให้สามารถนำไปใช้พกพาภายนอกเป็นเวลานาน

4. ข้อมูลที่ให้แก่ผู้พิการทางสายตาควรใช้ทั้งสองแบบร่วมกันคือ การให้ข้อมูลของสภาพแวดล้อมสำหรับพื้นที่ซึ่งไม่มีความซับซ้อน และการให้ข้อมูลแนะนำการเคลื่อนที่สำหรับพื้นที่ซึ่งมีความซับซ้อน โดยผู้ใช้จะเลือกว่าสถานที่บริเวณใดควรใช้ระบบแนะนำแบบใด เช่น การเดินตามบริเวณขอบทาง ขนานกับกำแพง ผู้ใช้ควรเลือกการให้ข้อมูลของสภาพแวดล้อมและสำหรับบริเวณการจราจร การข้ามถนน ควรเลือกการให้ข้อมูลแนะนำการเคลื่อนที่



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รายการอ้างอิง

- [1] Jernigan, K. "Blindness : the myth and the image," Annual Convention, National Federation of the Blind, Minneapolis, Minnesota, 1970
- [2] Borenstein, J. "The GuideCane-A Computerized Travel Aid for the Active Guidance of Blind Pedestrians," IEEE Transaction on Robotic and Automation, Albuquerque, NM, (1997):1283-1288
- [3] Ram, S., Sharf, J. "The People Sensor: A Mobility Aid for the Visually Impaired," IEEE, New York. (1998).
- [4] Ameerally, P., "Anatomy of the skin," London, Mosby, (1998)
- [5] Marjorie M., "Our sense of Touch: Two-Point Discrimination," Neuroscience, University of Washington, (2000)
- [6] Thomas P., Way and Kenneth E., "Automatic Visual to Tactile Translation – Part I Human Factors, Access Methods, and Image Manipulation," IEEE Transactions of Rehabilitation Engineering, Vol.5, No.1, (March 1997)
- [7] Iwata H., Yano H., Nakaizumi F. and Kawamura R., "Project FEELEX: Adding Haptic Surface to Graphics," Institute of Engineering Mechanics and Systems, University of Tsukuba
- [8] Hirose M., Amemiya T., "Wearable Finger Braille Interface for Navigation of Deaf-Blind in Ubiquitous Barrier-Free Space," Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo
- [9] Paul Bach-Y-Rita, "Vision Substitution by Tactile Image Projection," Nature, 221, (1969)
- [10] Paul Bach-Y-Rita, "Perception with the tongue," Journal of Rehabilitation Research and Development, 35., (1998), 427-430
- [11] Perez C., Holzmann Cl, and Sandoval E., "Two point vibrotactile spatial resolution as a function of pulse frequency and pulse width," IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 20, (1998).
- [12] Kuc Z., "A Bidirectional Vibrotactile Communication System: Tactual Display Design and Attainable Data Rates", Center for Integrated Systems, Stanford University,
- [13] Sheridan, T. B. and W. R. Ferrell (1974). "Man-Machine Systems," Cambridge, The MIT Press.

- [14] McRuer, D. "Human Dynamics in Man-Machine Systems," Automatica 16 237-252, (1980)
- [15] Norman S. Nise "Control System Engineering," John Wiley & Sons, 3rd ed 686-689, (2000)
- [16] Richard A. Magill "Motor Learning and Control," McGrawHill 7th ed 18-33, (2003)
- [17] Gene F. Franklin, J. David Powell and Abbas Emmami-Naeini "Feedback Control of Dynamic Systems" 4th Prentice Hall (2002)



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก

อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

ก.1 การ์ดเก็บข้อมูล



รูปที่ ก.1 การ์ดเก็บข้อมูลจาก Adlink รุ่น PCI-9111DG

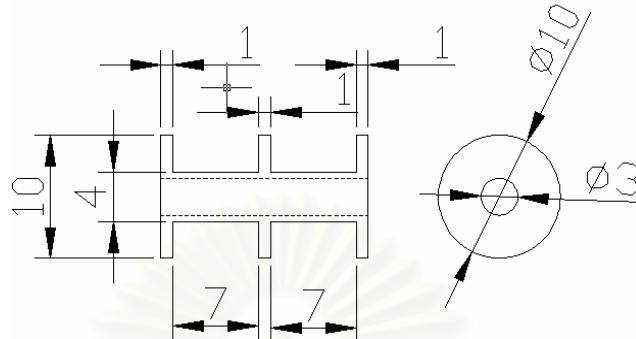
รายละเอียดของการ์ด Adlink รุ่น PCI-9111DG

- อัตราการเก็บข้อมูล (Sampling Rate) สูงสุดที่เก็บได้คือ 100 kHz
- สัญญาณดิจิทัลอินพุต ทีทีแอล จำนวน 16 ช่อง และสัญญาณเอาต์พุต ทีทีแอล จำนวน 16 ช่อง
- รองรับซอฟต์แวร์ VB/VC++/BCB/Delphi
- รองรับไดรเวอร์สำหรับระบบปฏิบัติการ Windows/ Red Hat Linux

รายละเอียดเพิ่มเติมสามารถหาได้ที่ <http://www.adlinktech.de/pdf/PCI-9111.pdf>

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ก.2 รายละเอียดของมิติตัวกระตุ้นเส้นสัมผัส



รูปที่ ก.2 ขนาดของตัวกระตุ้นสัมผัส

สมการการคำนวณหาค่าอินดักแตนซ์สำหรับขดลวดหลายชั้น

$$L = XN^2(D + A) \quad (ก.1)$$

$$X = \frac{\pi^2(\alpha + 1.3r + 0.1)}{(20\alpha + 30r + 10)(100\alpha + 107r + 7)} \quad (ก.2)$$

$$\alpha = \frac{C}{D + A} \quad (ก.3)$$

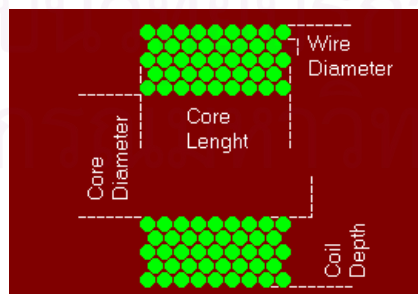
$$r = \frac{A}{D + A} \quad (ก.4)$$

โดยที่ D = แกนรัศมี core diameter cm

C = ความยาวแกน (core length) cm.

A = ความหนาของขดลวด (coil depth) cm.

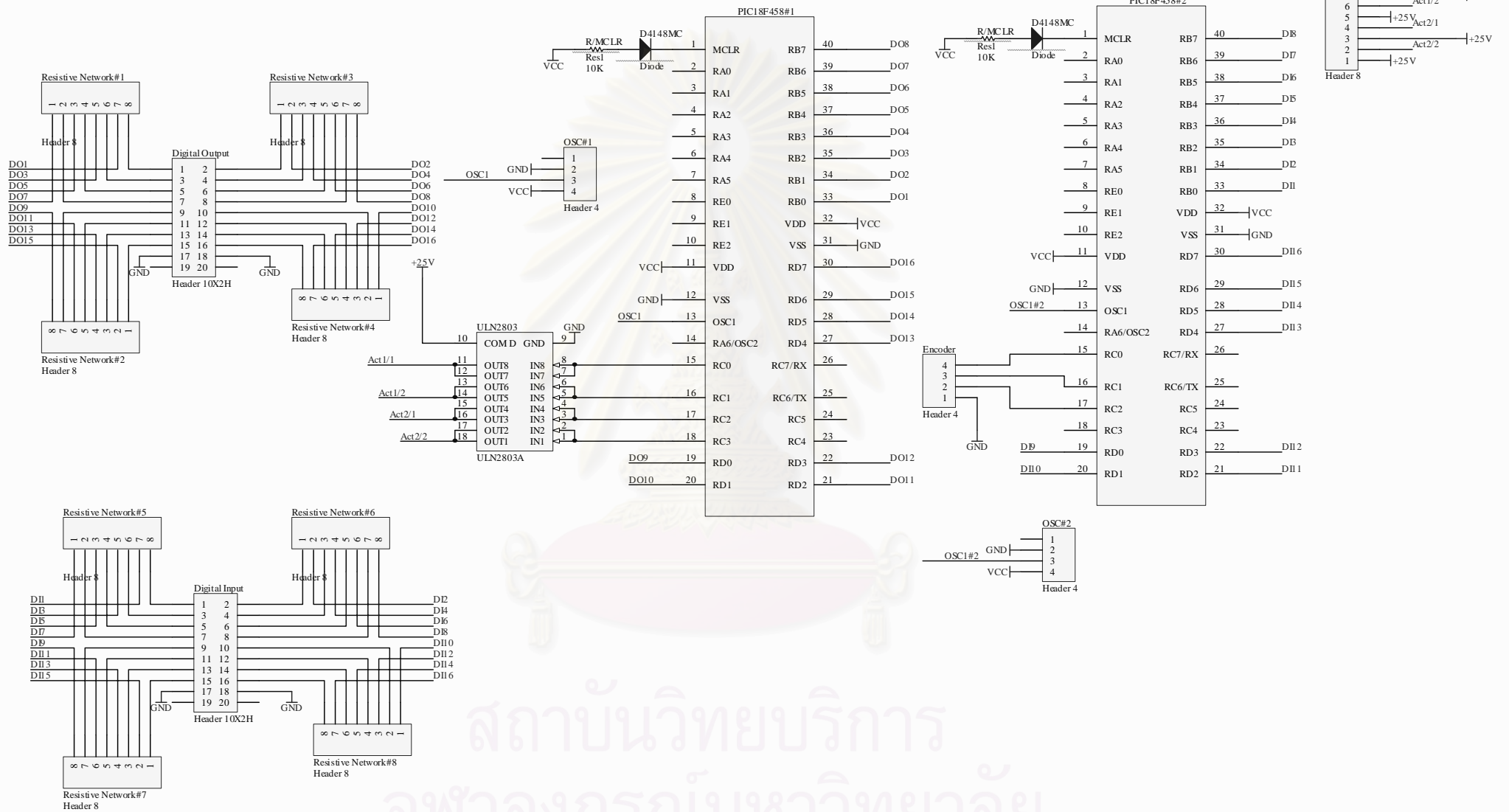
L = ความเหนี่ยวนำไฟฟ้า (μH)



รูปที่ ก.3 มิติของขดลวดเหนี่ยวนำ

ในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้ค่า $A=2.75$ $d=4.5$ ได้ค่า $r = 2.75/(4.5+2.75) = 0.379$

ก.3 รายละเอียดวงจรไฟฟ้า



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Title		
Size	Number	Revision
Date:	13/5/2005	Sheet of
File:	C:\Program Files\...Sheet1.SchDoc	Drawn By:



ภาคผนวก ข

บทความที่ได้รับการตีพิมพ์

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

การควบคุมการเคลื่อนที่หนึ่งองศาอิสระของแขน โดยใช้การป้อนกลับด้วยการสั่นสะท้อนชนิดสัมผัส ONE-DOF ARM MOVEMENT CONTROL USING VIBROTACTILE FEEDBACK

พงศธร ศรีอำพล และ ศุภวุฒิ จันทร์ทรานูวัฒน์
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ถนนพญาไท เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10300
โทร 218-6588, โทรสาร 252-2889, Email: pongstorn@chula.com

Pongstorn Sornumpol and Supavut Chantranuwathana
Department of Mechanical Engineering
Chulalongkorn University
Bangkok, 10300, Thailand
Tel : 218-6588, Fax : 252-2889

บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอระบบการแนะนำการเคลื่อนไหวสำหรับบุคคลพิการทางสายตา และผลการทดลองเบื้องต้นของระบบนี้ใช้อุปกรณ์ที่สามารถส่งสัญญาณแบบสัมผัสสะท้อนให้แก่ผิวหนังตามตำแหน่งต่างๆของผู้ใช้ โดยการเคลื่อนไหวแบบต่างๆของผู้ใช้ก็จะขึ้นอยู่กับตำแหน่งต่างๆของผิวหนังที่ได้รับการสัมผัสสะท้อนแล้วแต่จะโต้ตอบกันไว้เพื่อศึกษาความเป็นไปได้และข้อจำกัดในการรับคำสั่งผ่านผิวหนังของมนุษย์ ในขั้นต้นนี้จึงได้จำกัดการศึกษาไปที่การเคลื่อนที่หนึ่งองศาอิสระของแขนก่อน โดยติดตั้งตัวกระตุ้นแบบสัมผัสที่สามารถเปลี่ยนความถี่ได้ที่ตำแหน่งข้อมือด้านในและนอกเพื่อส่งทิศทางและความเร็วในการหมุนให้กับปลายแขน จากการทดลองพบว่าสามารถใช้ตำแหน่งของการกระตุ้นในการบอกให้ผู้ทดลองเคลื่อนไหวท่อนแขนไปในทิศทางที่ต้องการได้ และสามารถให้ความถี่ในการปรับความเร็วในการเคลื่อนที่ได้ โดยที่ระบบสามารถประมาณได้ด้วยแบบจำลองพลศาสตร์แบบเชิงเส้นอันดับที่ 2 ร่วมกับ time delay

Abstract

This paper presents a movement advisory system for visually impaired people. The system uses devices that can send vibration signal to the subjects' skin by which various movements of the subject are associated with the signals at various locations on the body. This study limits to an angular arm movement in one degree of freedom using vibration actuators located at each side of the subject's wrist. A linear dynamic model is presented

for the relation between the vibration frequency and the angular arm movement.

1. บทนำ

ปัญหาหนึ่งที่สำคัญในปัจจุบันของคนตาบอดคือ การได้รับข้อมูลที่ไม่เพียงพอของสิ่งแวดล้อมรอบตัว ดังนั้นจึงมีการคิดระบบต่างๆในการให้ข้อมูลเหล่านี้แก่คนตาบอดผ่านทางอื่นๆแทนตา ระบบที่สำคัญอันหนึ่งก็คือ ระบบช่วยในการเดินทางโดยจะใช้สัญญาณเสียงหรือสัญญาณสั่นในการบอกขนาดและความไกลของสิ่งกีดขวางเพื่อให้ผู้ใช้สามารถเดินทางหลบหลีกสิ่งกีดขวางได้

จากการพิจารณาจะพบว่าระบบนี้จะไม่เหมาะสำหรับการใช้งานอื่น ๆ นอกเหนือจากการเดินทาง เช่นการหาสิ่งของหรือการทำงานในสภาพแวดล้อมที่ไม่คงที่ซึ่งต้องการข้อมูลของสภาพแวดล้อมในปริมาณมาก เนื่องด้วยประสาทหูและผิวหนังสามารถรับข้อมูลได้น้อยกว่าประสาทตามากดังในตารางที่ 1[4]

ตารางที่ 1 แสดงช่วงจำกัดของแบนด์วิธ (bandwidth) สำหรับประสาททั้งสาม

ประสาท	ช่วงจำกัดข้อมูล bits/sec
ผิวหนัง	10^2
หู	10^4
ตา	10^6

ในงานวิจัยนี้จึงเสนอระบบการให้ข้อมูลแก่บุคคลพิการทางสายตาที่มีการประมวลผลแล้วเพื่อให้มีขนาดข้อมูลน้อยลง เช่นการหาสิ่งของนั้นก็ สามารถใช้ระบบคอมพิวเตอร์ประมวลผลจากกล้องดิจิตอลก่อนแล้วจึงมี การส่งสัญญาณแนะนำตำแหน่งของวัตถุ หรือแนะนำการเคลื่อนไหว ของแขนไปหยิบจับของที่ต้องการ

บทความนี้จะนำเสนอในส่วนของระบบแนะนำการเคลื่อนไหวโดย ใช้สัญญาณสั่น โดยจะสมมติว่ามีระบบอื่นในการกำหนดการเคลื่อนไหว ที่ต้องการ และศึกษาในส่วนของการสัมพันธ์ของสัญญาณสั่นและการ เคลื่อนไหวของมนุษย์ โดยที่จะศึกษาการเคลื่อนไหวใน 1 องศาอิสระ และเลือกใช้สัญญาณสั่นในการส่งข้อมูล ในส่วนของระบบเสียงถึงแม้จะ มีข้อดีคือผู้พิการสามารถทำความเข้าใจได้ง่าย แต่ก็จะมีประสิทธิภาพ ลดลงในสภาพแวดล้อมที่มีเสียงรบกวน [5] ส่วนในการใช้งานตัวกระตุ้น แบบสั่นนั้นข้อดีคือ ปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวนมีน้อย สามารถให้ ข้อมูลตามตำแหน่งต่างๆตามร่างกายได้ตามคำสั่งว่าจะให้เคลื่อนที่ อย่งไร และผู้ที่พิการทางตาและหูสามารถใช้ได้ แต่มีข้อเสียที่ต้องใช้ เวลาในการเรียนรู้เพื่อทำความเข้าใจ และหากใช้งานไประยะหนึ่งอาจ ทำให้รู้สึกชาที่ผิวหนังและอาจรับข้อมูลต่อไม่ได้ [6]

2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่ผ่านมา

2.1. ระบบประสาททางด้านสัมผัสของมนุษย์

จากการค้นคว้าพบว่า เส้นประสาทที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดการ สั่นสะเทือนคือ พาซิเนียนคอร์ปัสเคิล (Pacianian corpuscles) โดย สามารถรู้สึกการสั่นสะเทือนที่ความถี่ 10-500 Hz และรู้สึกไวที่สุดที่ ความถี่ 250 Hz[7] และระยะห่างระหว่างจุดให้ข้อมูลของการสั่นควรมากกว่า 3.2 มม.ที่ความถี่ต่ำคือ 50-350 Hz และมากกว่า 4.4 มม. ที่ ความถี่สูงคือ 500-700 Hz[4]

การส่งข้อมูลแบบสั่นทางผิวหนังอาจทำได้หลายวิธีเช่น การใช้ ความถี่ที่ต่างกันของการสั่น และการใช้ความแรงของการสั่นที่ต่างกันที่ ความถี่เดียว นอกจากนี้แล้วความสามารถในการรับข้อมูล (sensitivity) ก็อาจจะเพิ่มได้โดยการใช้สัญญาณแบบสุ่มสำหรับผู้สูงอายุ[8] และการ ใช้ช่วงหยุดระหว่างการสั่นสามารถหลีกเลี่ยงความเคื่อยชินของประสาท สัมผัสซึ่งเป็นเหตุให้ประสาทสัมผัสไม่ตอบสนองได้[6]

จากการทดลองเบื้องต้นจากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นพบว่า วิธีที่ง่ายคือ การใช้ความถี่ในการสั่นเป็นการส่งข้อมูล(ไม่มีการควบคุมความแรงของ การสั่น) คือถ้าสั่นที่ความถี่สูงคือ ให้ตกลงกับผู้ใช้ว่าให้เคลื่อนที่เร็วขึ้น และถ้าความถี่ต่ำคือให้เคลื่อนที่ช้าลง

2.2 ระบบควบคุมการเคลื่อนไหว

จากการพิจารณาพบว่า การควบคุมตำแหน่งของแขนให้เคลื่อนที่ ไปที่ที่ต้องการ ให้มีความผิดพลาดน้อยนั้น ควรจะใช้ระบบแบบ บ้อนกลับ คือ มีการใช้ข้อมูลความแตกต่างระหว่างตำแหน่งจริงของ แขน และตำแหน่งของแขนที่ต้องการ โดยจะให้สัญญาณสั่นที่ต่างกัน แล้วแต่ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นเช่น มีการสั่นที่ความถี่สูงในด้านของ แขนที่ต้องการจะให้เลื่อนไป(หรือตรงข้ามแล้วแต่ความถนัด) เมื่อมี ความแตกต่างของตำแหน่งของแขนมาก

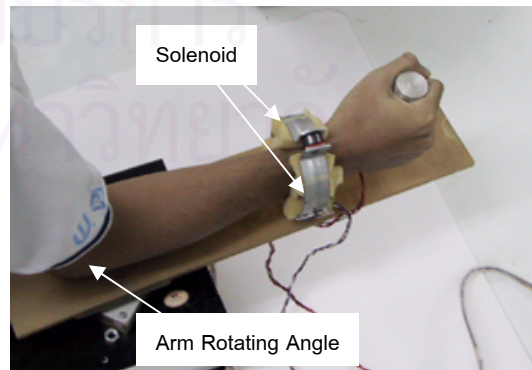
การออกแบบระบบบ้อนกลับนั้นก็จะทำในแบบทั่ว ๆ ไปคือเริ่มที่การ สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (Dynamic Model) แล้วนำมาใช้ใน

การออกแบบระบบควบคุม (หรือระบบแนะนำ) การเคลื่อนที่ แต่การ ออกแบบนั้นอาจต้องคำนึงถึง "crossover model principle" ที่บอกว่า ระบบ closed loop ใดๆที่มีมนุษย์อยู่ในระบบจะมี loop transfer function ที่ความชันใน Bode Plot ประมาณ -20 dB/decade ที่ crossover frequency เสมอ เนื่องจากการปรับตัวของมนุษย์ซึ่งถ้า แบบจำลองที่สร้างขึ้นเมื่อนำมารวมกับระบบควบคุมเพื่อหาเป็น loop transfer function แล้ว ถ้าไม่ได้ค่าความชันที่กำหนดไว้ก็จะมี ความแม่นยำในการทำนายผลการใช้งานลดลงหรือไม่ถูกต้อง เช่นการใช้ high gain P controller ทำให้ crossover frequency ของ loop transfer function หรือก็คือ bandwidth ของ closed loop system มีค่า มากๆ ที่จะทำให้ ค่าความชันที่ crossover frequency ของ loop transfer function มีน้อยเพราะโดยทั่วไปแล้วค่าความชันจะน้อยลง ตามความถี่ที่สูงขึ้นซึ่งก็ตรงกับความเข้าใจที่ว่า มนุษย์จะไม่ สามารถเคลื่อนไหวตามคำสั่งที่เร็วมากได้ ถึงแม้จะมีระบบควบคุมที่ดี อย่งไรก็ตาม

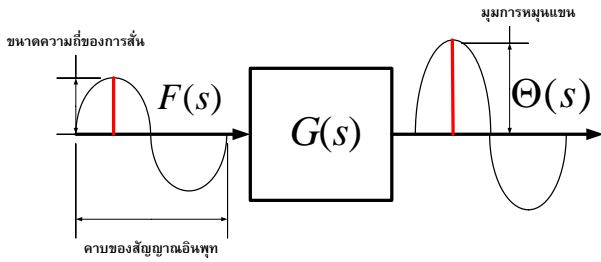
3. อุปกรณ์และขั้นตอนการทดลอง

วัตถุประสงค์ในการทดลองขั้นต้นนี้จะเป็นการทดลองเพื่อหา แบบจำลองการตอบสนองของผู้ทดลอง การส่งสัญญาณควบคุมจะเป็น การส่งสัญญาณแบบสั่นไปที่ข้อมือ ตัวกระตุ้นจะถูกติดตั้งที่ตำแหน่ง ข้อมือด้านในและด้านนอกเพื่อระบุทิศทางของการหมุนให้กับแขน ลักษณะของสัญญาณควบคุมจะมีลักษณะเป็นคลื่นรูปไซน์ แอมพลิจูด ของไซน์ก็คือขนาดความถี่ของการสั่น ความถี่ที่ใช้จะอยู่ในช่วง 0 – 100 Hz เมื่อทำการส่งสัญญาณควบคุมไปกระตุ้นข้อมือ โดยใช้ตัวกระตุ้นโซ ลินอยด์ที่มีความเหนี่ยวนำไฟฟ้า 2.0 mH และมีความต้านทาน 12.5 โอห์ม สั่นด้วยไฟฟ้ากระแสตรง 12 โวลต์ เอาท์พุทที่ได้จะเป็นตำแหน่ง มุมการหมุนของแขนซึ่งจะเปลี่ยนไปตามลักษณะของสัญญาณควบคุม โดยใช้ Encoder สำหรับวัดตำแหน่งมุมของปลายแขนซึ่งมีความ ละเอียด 1600 ppr

ในการทดลองจะต้องทำการบันทึกค่าคาบของสัญญาณอินพุทที่ เป็นคลื่นรูปไซน์และตำแหน่งมุมการหมุนของเอาท์พุท จากนั้นนำข้อมูล ที่ได้ไปหา Bode Plot ซึ่งจะนำไปสู่การหาแบบจำลองการตอบสนอง ของการสั่น



รูปที่ 3 การทดลองหมุนปลายแขนซึ่งได้รับสัญญาณจากตัวกระตุ้น



รูปที่ 4 แผนภาพการทดลอง

4. แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

ในการหาแบบจำลองเราพิจารณาจากฟังก์ชันถ่ายโอน โดยมีอินพุตคือ ความถี่ของการสั่น $F(s)$ และ เอาท์พุตคือ มุมการเคลื่อนที่ของปลายแขน $\Theta(s)$ ดังนั้นฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบเปิดคือ

$$\frac{\Theta(s)}{F(s)} = G(s) \tag{1}$$

โดยค่าอินพุต $f(t)$ มีค่าเป็นคลื่นรูปไซน์คือ

$$f(t) = F \sin \omega t \tag{2}$$

สำหรับระบบมีเสถียรภาพแล้ว เอาท์พุตจะมีลักษณะเป็น

$$\theta(t) = \Theta \sin(\omega t + \phi) \tag{3}$$

ซึ่ง

$$\Theta = F |G(j\omega)| \tag{4}$$

$$\phi = \angle G(j\omega) = \tan^{-1} \left[\frac{\text{imaginary part of } G(j\omega)}{\text{real part of } G(j\omega)} \right]$$

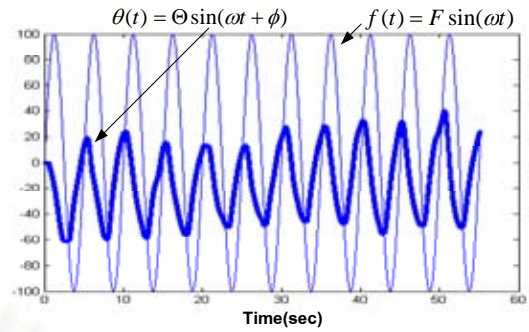
ระบบเชิงเส้นที่มีเสถียรภาพเมื่อฟังก์ชันอินพุตเป็นไซน์ จะให้อเอาท์พุตที่ steady state เป็นไซน์ที่มีความถี่เท่ากับอินพุต แต่แอมพลิจูดและมุมเฟสมีค่าแตกต่างกัน

$$|G(j\omega)| = \left| \frac{\Theta(j\omega)}{F(j\omega)} \right| \tag{5}$$

$$\angle G(j\omega) = \angle \frac{\Theta(j\omega)}{F(j\omega)} \tag{6}$$

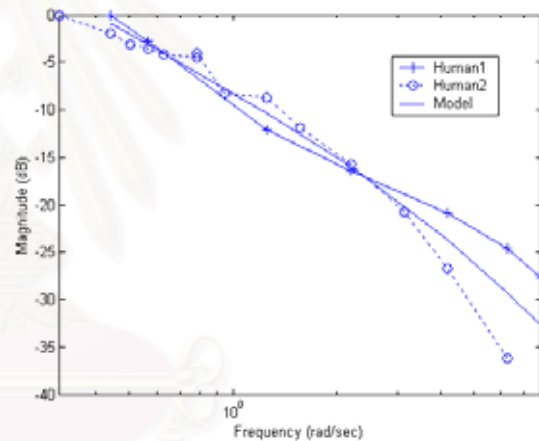
สมการการตอบสนองของระบบที่มีสัญญาณอินพุตแบบไซน์สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\frac{\Theta(j\omega)}{F(j\omega)} = G(j\omega) \tag{7}$$



รูปที่ 5 ตัวอย่างอินพุตและเอาท์พุตที่เป็นคลื่นรูปไซน์ที่ได้จากการทดลองด้วยสัญญาณอินพุตไซน์ที่มีความถี่ 0.2 Hz

เมื่อทำการทดลองจริงโดยให้สัญญาณอินพุตเป็นไซน์แล้ววัดค่าอัตราส่วนของแอมพลิจูดระหว่างเอาท์พุตและอินพุตสามารถที่จะนำไปสร้าง Bode Plot ได้ตามรูปที่ 6



รูปที่ 6 Bode Plot ของผู้ทดลอง 2 คนและแบบจำลอง

เมื่อพิจารณา Bode Plot ของฟังก์ชันถ่ายโอนในรูปที่ 6 ทำให้เราสามารถประมาณหาฟังก์ชันถ่ายโอนของแบบจำลองได้คือ

$$G(s) = \frac{0.4}{0.25s^2 + s} \tag{8}$$

เมื่อได้แบบจำลองแล้วสามารถนำไป simulate เพื่อเปรียบเทียบผลตอบสนองที่ได้จากแบบจำลองกับผู้ทดลอง

การทดสอบแบบจำลอง

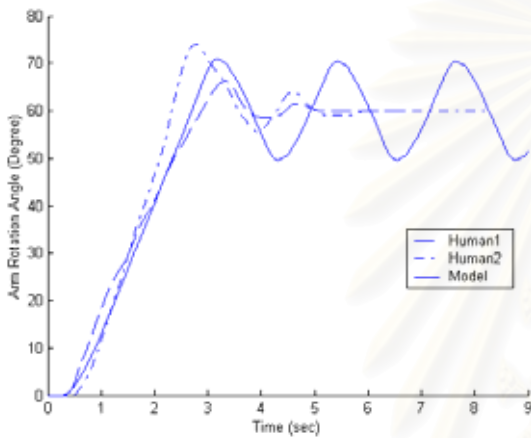
การทดลองนี้จะเป็นการทดลองเพื่อเปรียบเทียบผลการตอบสนองที่ได้จากแบบจำลองโดยกำหนดให้ผู้ทดลองหมุนแขนไป 60 องศา โดยมีขั้นตอนการทดลองดังนี้

1. การติดตั้งตัวกระตุ้นบนข้อมือขวาด้านในและด้านนอกของผู้ทดลอง

2. ทำการตกลงกับผู้ทดลองว่าเมื่อตัวกระตุ้นด้านนอกจะสั่งผู้ทดลองจะหมุนแขนขวาในทิศทางเข็มนาฬิกาและเมื่อตัวกระตุ้นด้านในสั่งผู้ทดลองจะหมุนข้อมือในทิศทางเข็มนาฬิกา

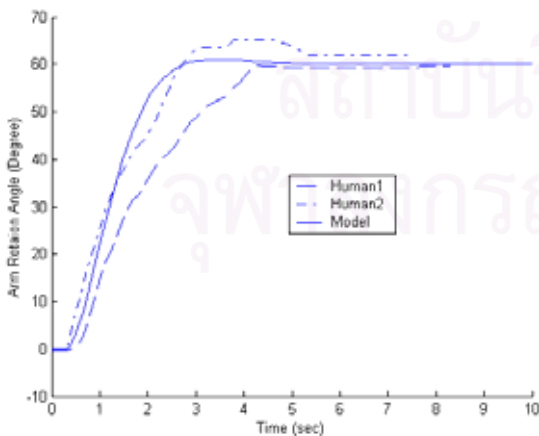
3. บันทึกตำแหน่งการหมุนของข้อมือเทียบกับเวลาโดยคอมพิวเตอร์จะเก็บข้อมูลของตำแหน่งการหมุนทุก 0.1 วินาทีตลอดระยะเวลาการทดลอง

ในการทดลองแบบแรกจะใช้ระบบควบคุมแบบ On-off Control ซึ่งจะเป็นการควบคุมโซลินอยด์ที่มีการสั่นแค่สองสถานะ คือสั่นและหยุดสั่น เพื่อควบคุมทิศทางการหมุนของแขน คอมพิวเตอร์จะรับค่าของตำแหน่งมุมจากตัวตรวจวัดตำแหน่งและจะส่งสัญญาณควบคุมไปที่ระบบควบคุมแบบเปิดปิดเพื่อควบคุมโซลินอยด์



รูปที่ 7 การทดลองระบบควบคุมแบบ on-off

ในการทดลองแบบที่สองจะใช้ระบบควบคุมแบบ Proportional Control ซึ่งจะเป็นการควบคุมโซลินอยด์ให้มีการสั่นเปลี่ยนค่าได้ในช่วง 0 – 100 Hz เท่านั้น ขึ้นอยู่กับมุมของการหมุนว่าอยู่ห่างจากมุมอ้างอิงคือ 60 องศาเพียงใด และคอมพิวเตอร์ก็จะรับค่าตำแหน่งมุมประมวลผล และส่งค่าความถี่ในการสั่นไปยังโซลินอยด์



รูปที่ 8 การทดลองระบบควบคุมแบบ P

5. การอภิปรายและบทสรุป

จากการทดลองพบว่าในการควบคุมแบบ On-Off สถานะของการสั่นมีอยู่ 2 แบบ ทำให้ผู้ทดลองไม่สามารถที่จะควบคุมความเร็วได้เมื่อหมุนแขนใกล้ถึงตำแหน่งมุม 60 องศาได้ ส่งผลให้ค่า overshoot ที่ได้จาก step response มีค่าค่อนข้างสูง และเมื่อเปรียบเทียบกับ step response ของแบบจำลองพบว่าไม่สามารถเข้าสู่ steady-state ได้ แต่ผลตอบสนองของผู้ทดลองพบว่าสามารถเข้าสู่ steady-state ที่ setting time เวลาประมาณ 5.2 วินาที เนื่องจากว่าคนสามารถเรียนรู้เมื่อมุมการหมุนแขนเคลื่อนที่ผ่านตำแหน่งมุมอ้างอิง ทำให้ผู้ทดลองสามารถคาดคะเนตำแหน่งของมุมอ้างอิงได้และปรับการหมุนของแขนจนเข้าสู่ steady-state ในที่สุด

สำหรับการทดลองแบบ P Control ผู้ทดลองสามารถรู้สึกถึงความถี่ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อหมุนแขนใกล้ถึงตำแหน่งมุม 60 องศา ทำให้สามารถควบคุมความเร็วในการหมุนแขน จึงส่งผลให้ค่า overshoot ที่ได้จาก step response มีค่าค่อนข้างต่ำ และมีลักษณะใกล้เคียงกับผู้ทดลอง โดยมี setting time ประมาณ 3.4 วินาที

จะเห็นว่าเมื่อทำการเปรียบเทียบกันของการทดลองทั้งสองพบว่า การควบคุมแบบ P ทำให้เวลาในการเข้าสู่ Steady-State เร็วกว่าการควบคุมแบบ On-Off แต่ยังมีปัญหาว่าช่วงเวลา setting time ของการควบคุมแบบ P ยังไม่ดีเท่าที่ควร ดังนั้นจึงควรทำการวิจัยเพื่อทำการปรับปรุงระบบควบคุม

การควบคุมการเคลื่อนที่ของมนุษย์ให้มีประสิทธิภาพได้นั้น จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องทราบถึงรูปแบบสมการทางพลศาสตร์ แต่โดยทั่วไป รูปแบบสมการทางพลศาสตร์ของมนุษย์เป็นแบบไม่เชิงเส้น (nonlinear dynamic system) ทำให้การควบคุมการเคลื่อนที่ของมนุษย์ทำได้ยาก ดังนั้นเมื่อต้องการควบคุมการเคลื่อนที่ของมนุษย์จึงจำเป็นต้องประมาณรูปแบบสมการทางคณิตศาสตร์ขึ้นมาให้มีความใกล้เคียงกับของจริงมากที่สุด เพื่อใช้ในการออกแบบการควบคุมที่เหมาะสม โดยทำการทดลองเพื่อประมาณหาแบบจำลองเชิงเส้นของสมการพลศาสตร์ด้วยวิธี Frequency Response พบว่าแบบจำลองที่ได้ อยู่ในรูปของสมการพลศาสตร์แบบเชิงเส้นอันดับที่ 2 ร่วมกับ time delay โดยแบบจำลองนี้สามารถแทนสมการไม่เป็นเชิงเส้นได้ในระดับที่น่าพอใจ

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] Norman S. Nise, Control Systems Engineering, Prentice Hall, Inc , 3edition 2000
- [2] Sunita Ram and Jennie Sharf, "The people sensor: A mobility aid for the visually impaired, IEEE, 1998
- [3] <http://www.itl.nist.gov/div895/isis/projects/brailleproject.html>
- [4] Grigore C. Burdea, Force and touch feedback for virtual reality, Canana, pp.14 – 17, 1996
- [5] Sunita Ram and Jennie Sharf, The People Sensor: A mobility Aid for the Visually Impaired, 1998
- [6] Thomas P. Way and Kenneth E. Barner, Member, Automatic Visual to Tactile Translation, IEEE ,1997

[7] <http://www.psychology.nottingham.ac.uk/staff/txl/c82per/lecture17.pdf>

[8] <http://www.nytimes.com/2002/11/14/technology/circuits/14next.html>

[9] K. Ogata, Modern Control Engineering, Prentice Hall, Inc , 3edition 1997



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

แบบจำลองระบบแนะนำการเคลื่อนที่แขนในหนึ่งองศาอิสระโดยใช้ระบบสัมผัส Modeling of a One Degree of Freedom Arm Movement Guidance System Using Vibrotactile Signal

พงศธร ศรีอำพล¹ ศุภวุฒิ จันทร์ทรานูวัฒน์²

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ถ.พญาไท ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทร 0-22186610 โทรสาร 0-22522889 E-mail: Pongstorn.S@Student.chula.ac.th¹, Supavut.C@Chula.ac.th²

Pongstorn Sornumpol Supavut Chantranuwathana

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University,

Bangkok, 10330, Thailand

Tel: 0-22186610 Fax: 0-22522889 E-mail: Pongstorn.S@Student.chula.ac.th, Supavut.C@Chula.ac.th

บทคัดย่อ

สัญญาณสัมผัสที่กระทำต่อผิวหนังสามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อแนะนำการเคลื่อนที่สำหรับผู้พิการทางสายตาหรือเมื่อใช้สัญญาณสัมผัสจำนวนมากสามารถให้ข้อมูลภาพได้ ผลการทดลองเบื้องต้นจากบทความที่แล้วแสดงว่าการควบคุมโดยใช้ระบบป้อนกลับจากสัญญาณสัมผัสสามารถปรับให้การเคลื่อนที่ของแขนใน 1 องศาอิสระเร็วและแม่นยำขึ้น ในบทความนี้แบบจำลองการตอบสนองต่อการเคลื่อนที่ของแขนใน 1 องศาอิสระต่อสัญญาณสัมผัสได้นำมาใช้กับผู้ทดลองปกติสิบคน โดยได้สร้างตัวกระตุ้นที่สามารถสร้างความถี่ได้ถึง 50 Hz และกำหนดให้ผู้ทดลองได้ใช้เวลาในการเรียนรู้โดยใช้ระบบควบคุมเชิงสัดส่วนในการเคลื่อนที่จากมุมอ้างอิงหนึ่งไปยังอีกมุมหนึ่ง ค่าเกณฑ์ได้จากผลการทดลองนี้ยังสอดคล้องกับผลการทดลองที่ได้จากการตอบสนองเชิงความถี่ แบบจำลองการตอบสนองของแต่ละบุคคลสามารถประมาณด้วยฟังก์ชันถ่ายโอนที่ประกอบด้วยผลคูณของ ค่าเกน ,ค่าอินทิเกรเตอร์ และเวลาประวิง ของแต่ละบุคคล และยังพบว่าค่าเกน และค่าเวลาประวิงของแต่ละคนไม่เท่ากัน นอกจากนี้เมื่อทำการทดลองต่อเนื่องเป็นระยะเวลานานค่าเกนจะลดลง ค่าต่างๆที่ได้จากผลการทดลองนี้สามารถนำไปใช้ออกแบบระบบแนะนำแบบป้อนกลับเพื่อให้แขนเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่ต้องการได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

Abstract

Vibration signal applying to the skin (vibrotactile) has been proposed to provide guidance for a traveling blind person or, when applied in large number, to give a crude visual information. In an earlier paper by the authors, vibrotactile signal was

proposed for an arm movement guidance system. Feedback control was applied to 1-DOF (one degree of freedom) arm movement. Preliminary results from the paper shows that the vibrotactile guidance system for 1-DOF arm movement is possible and feedback techniques show promises in improving accuracy and speed. In this paper, modeling of the 1-DOF arm movement response to vibratactile guidance signal is presented. Ten normal-vision people are tested compared to two in the earlier paper. A vibrotactile actuator capable of producing up to 50 Hz signal was built. The subjects were given a learning period by using a closed loop P-controller to guide the arm from positions to positions. It is found that the time required for people to learn to react consistently to the vibration signal actuations were applied to obtain the frequency response for each person, The response can be approximate using a transfer function with a gain, an integrator, and a time-delay. However, the gain and the time-delay varies between the subjects. Furthermore, it is also found that the gain may be reduced with time spent on the test system. These results are valuable in designing a feedback guidance system using control techniques, in order to guide the arm to its destination quickly and accurately.

1. บทนำ

ปัญหาหนึ่งที่สำคัญในปัจจุบันของคนตาบอดคือ การได้รับข้อมูลที่ไม่เพียงพอของสิ่งแวดล้อมรอบตัว ดังนั้นจึงมีการค้นคิดระบบต่างๆใน

การให้ข้อมูลเหล่านี้แก่คนตาบอดผ่านทางอื่นๆ แทนตา ระบบที่สำคัญอันหนึ่งก็คือ ระบบช่วยในการเดินทางโดยจะใช้สัญญาณเสียงหรือสัญญาณสั่นในการบอกขนาดและความใกล้ของสิ่งกีดขวางเพื่อให้ผู้ใช้สามารถเดินทางหลบหลีกสิ่งกีดขวางได้

จากการพิจารณาจะพบว่าระบบนี้จะไม่เหมาะสำหรับการใช้งานอื่น ๆ นอกเหนือจากการเดินทาง เช่นการหาสิ่งของหรือการทำงานในสภาพแวดล้อมที่ไม่คงที่ซึ่งต้องการข้อมูลของสภาพแวดล้อมในปริมาณมาก เนื่องด้วยประสาทรูและผิวหนังสามารถรับข้อมูลได้น้อยกว่าประสาทตามาก[1]

บทความนี้จะนำเสนอในส่วนของระบบแนะนำการเคลื่อนไหวโดยใช้สัญญาณสั่น โดยจะศึกษาในส่วนของความสัมพันธ์ของสัญญาณสั่นและการเคลื่อนไหวของมนุษย์ โดยที่จะศึกษาการเคลื่อนไหวใน 1 องศาอิสระ และเลือกใช้สัญญาณสั่นในการส่งข้อมูล ในส่วนของระบบเสียงถึงแม้จะมีข้อดีคือผู้พิการสามารถทำความเข้าใจได้ง่าย แต่ก็จะมีประสิทธิภาพลดลงในสภาพแวดล้อมที่มีเสียงรบกวน [2] ส่วนในการใช้งานตัวกระตุ้นแบบสั่นนั้นข้อดีคือ ปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวนมีน้อยสามารถให้ข้อมูลตามตำแหน่งต่างๆตามร่างกายได้ตามคำสั่งว่าจะให้เคลื่อนไหวอย่างไร และผู้ที่พิการทางตาและหูสามารถใช้ได้ แต่มีข้อเสียที่ต้องใช้เวลาในการเรียนรู้เพื่อทำความเข้าใจ และหากใช้งานไประยะหนึ่งอาจทำให้รู้สึกชาที่ผิวหนังและอาจรับข้อมูลต่อไม่ได้ [3]

2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่ผ่านมา

2.1. ระบบประสาททางสัมผัสของมนุษย์

จากการค้นคว้าพบว่า เส้นประสาทที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดการสั่นสะเทือนคือ พาซิเนียนคอร์ปัสเคิล (Pacini corpuscles) โดยสามารถรู้สึกการสั่นสะเทือนที่ความถี่ 10-500 Hz และรู้สึกไวที่สุดที่ความถี่ 250 Hz [4]บริเวณปลายนิ้ว และระยะห่างระหว่างจุดให้ข้อมูลของการสั่นควรมากกว่า 3.2 มม. ที่ความถี่ต่ำคือ 50-350 Hz และมากกว่า 4.4 มม. ที่ความถี่สูงคือ 500-700 Hz [1]

การส่งข้อมูลแบบสั่นทางผิวหนังอาจทำได้หลายวิธีเช่น การใช้ความถี่ที่ต่างกันของการสั่น และการใช้ความแรงของการสั่นที่ต่างกันที่ความถี่เดียว นอกจากนี้แล้วความสามารถในการรับข้อมูล (sensitivity) ก็อาจจะเพิ่มได้โดยการใช้สัญญาณแบบสุ่มสำหรับผู้สูงอายุ [5] และการใช้ช่วงหยุดระหว่างการสั่นสามารถหลีกเลี่ยงความเคื่อยของประสาทสัมผัสซึ่งเป็นเหตุให้ประสาทสัมผัสไม่ตอบสนองได้ [4]

สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองนี้ ใช้ความถี่ในการสั่นของโซลินอยด์เป็นอินพุตของการส่งข้อมูล (ไม่มีการควบคุมความแรงของการสั่น) คือถ้าสั่นที่ความถี่สูงคือ ให้ตกลงกับผู้ใช้ว่าให้เคลื่อนที่เร็วขึ้น และที่ความถี่ต่ำคือให้เคลื่อนที่ช้าลง

2.2 ระบบควบคุมการเคลื่อนไหว

การควบคุมตำแหน่งของแขนให้เคลื่อนที่ไปที่ที่ต้องการ ให้มีความผิดพลาดน้อยนั้น ควรจะใช้ระบบแบบป้อนกลับ คือ มีการใช้ข้อมูลความแตกต่างระหว่างตำแหน่งจริงของแขน และตำแหน่งของแขนที่ต้องการ โดยจะให้สัญญาณสั่นที่ต่างกันแล้วแต่ความผิดพลาดที่เกิดขึ้น เช่น มีการสั่นที่ความถี่สูงในด้านของแขนที่ต้องการจะให้เคลื่อนไปเมื่อมีความแตกต่างของตำแหน่งของแขนมาก

การออกแบบระบบป้อนกลับนั้นก็จะทำในแบบต่างๆไปคือ เริ่มที่การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (Dynamic Model) แล้วนำมาใช้ในการออกแบบระบบควบคุม (หรือระบบแนะนำ) การเคลื่อนที่ แต่การออกแบบนั้นอาจต้องคำนึงถึง "Crossover Model Principle" ที่บอกว่าระบบวงปิดใดๆที่มีมนุษย์อยู่ในระบบ จะมีวงฟังก์ชันถ่ายโอนที่ความชันในแผนภาพโบดีประมาณ -20 dB/decade [6] ที่ความถี่ตัดข้ามเสมอ เนื่องจากการปรับตัวของมนุษย์ซึ่งถ้าแบบจำลองที่สร้างขึ้นเมื่อนำมารวมกับระบบควบคุมเพื่อหาเป็นวงฟังก์ชันถ่ายโอนแล้ว ถ้าไม่ได้ค่าความชันที่กำหนดไว้ก็จะมีผลต่อความแม่นยำในการทำนายผลการใช้งานลดลงหรือไม่ถูกต้อง เช่นตัวควบคุมเชิงสัดส่วนที่มีอัตราขยายสูงทำให้ความถี่ตัดข้ามของวงฟังก์ชันถ่ายโอนหรือก็คือแถบกว้างความถี่ (bandwidth) ของระบบปิดมีค่ามาก ๆ ที่จะทำให้ค่าความชันที่ความถี่ตัดข้ามของฟังก์ชันถ่ายโอนมีน้อย เพราะโดยทั่วไปแล้วค่าความชันจะน้อยลงตามความถี่ที่สูงขึ้น ซึ่งก็ตรงกับความรู้สึกทั่วไปที่ว่า มนุษย์จะไม่สามารถเคลื่อนไหวตามคำสั่งที่เร็วมากได้ ถึงแม้จะมีระบบควบคุมที่ดียังไงก็ตาม

3. อุปกรณ์และขั้นตอนการทดลอง

ในการทดลองจะแบ่งเป็น 2 ส่วนหลัก คือการทดลอง step response และการทดลองด้วยวิธีการตอบสนองเชิงความถี่ frequency response เพื่อหาแบบจำลองการตอบสนองของผู้ทดลอง โดยมีอินพุตคือ ความถี่ของการสั่น และเอาท์พุตคือมุมที่เปลี่ยนไปของแขน เนื่องมาจากความถี่ของการสั่น การส่งสัญญาณควบคุมจะเป็นการส่งสัญญาณแบบสั่นไปที่ข้อมือ ตัวกระตุ้นจะถูกติดตั้งที่ตำแหน่งข้อมือด้านในและด้านนอกเพื่อระบุทิศทางของการหมุนให้กับแขน ลักษณะของสัญญาณสั่นจะมีลักษณะเป็นชวบนพัลส์ที่สั้น มีคาบของสัญญาณเป็นคลื่นรูปไซน์ แอมพลิจูดของไซน์ก็คือขนาดความถี่ของการสั่น ความถี่ที่ใช้จะอยู่ในช่วง 10 – 50 Hz เมื่อทำการส่งสัญญาณควบคุมไปกระตุ้นข้อมือ โดยใช้ตัวกระตุ้นโซลินอยด์ เอาท์พุตที่ได้จะเป็นตำแหน่งมุมการหมุนของแขนซึ่งจะเปลี่ยนไปตามลักษณะของสัญญาณควบคุม

รายละเอียดของอุปกรณ์ โซลินอยด์ สายไฟขนาด 40 AWG จำนวนรอบ 2000 รอบ ความเหนียวนำไฟฟ้า 42 mH รัศมีแกนใน 7.25 mm รัศมีนอก 14 mm และมีความต้านทาน 100 โอห์ม ความต่างศักย์ไฟฟ้า 24 โวลต์ ลักษณะของตัวสั่นเป็นแท่งเหล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มม. ความยาว 10 มม. โดยใช้เอนโคเดอรัสำหรับวัดตำแหน่งมุมของปลายแขนซึ่งมีความละเอียด 1600 พัลส์ต่อรอบ



รูปที่ 1 ตัวกระตุ้นสั่นสัมผัสโซลินอยด์ที่ใช้ในการทดลอง

ขั้นตอนการทดลอง

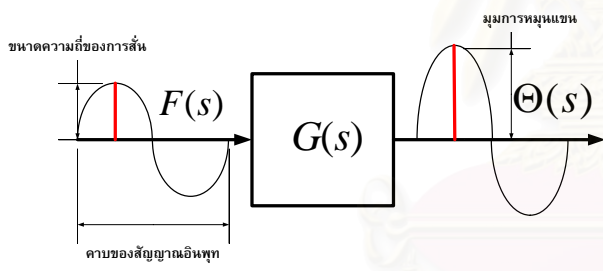
1. การติดตั้งตัวกระตุ้นบนข้อมือทางด้านในและด้านนอกของผู้ทดลอง

- ทำการทดลองกับผู้ทดลองว่าจะหมุนแขนทิศเดียวกับการสั่นคือเมื่อตัวกระตุ้นด้านใดสั่นผู้ทดลองจะหมุนแขนขวาไปด้านนั้น และเมื่อตัวสั่นด้วยความถี่ที่สูงขึ้น ผู้ทดลองจะหมุนแขนด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น และถ้าตัวสั่นด้วยความถี่ที่ช้าลง ผู้ทดลองจะหมุนแขนด้วยความเร็วที่ลดลง
- กำหนดมุมอ้างอิงต่าง ๆ ที่จะให้ผู้ทดลองหมุนไปคือมุม -30° , 0° , 30° , 0° , 30° , 0° ตามลำดับ โดยผู้ทดลองไม่ทราบว่าเป็นมุมใด ในแต่ละมุมจะใช้เวลา 7 วินาทีจึงจะเปลี่ยนไปยังมุมต่อไป โดยจะใช้การควบคุมแบบป้อนกลับเชิงสัดส่วน โดยความถี่ที่ใช้สั่นจะเป็นไปตามสมการดังนี้

$$f = K(\theta - \theta_{ref}) \quad (1)$$

โดยใช้ความถี่ในช่วง 10 - 50 Hz สำหรับการทดลองนี้ใช้ค่า $K = 1$ โดยเมื่อผู้ทดลองหมุนแขนมาใกล้มุมอ้างอิงตัวกระตุ้นจะมีความถี่ลดลง และจะทำการทดลองนี้ซ้ำเต็ม 6 ครั้ง เพื่อสังเกตการเรียนรู้ และการเปลี่ยนแปลงของเวลาที่ใช้ในการเข้าสู่สภาวะอยู่ตัว (rise time and settling time)

- ทำการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่ โดยจะส่งค่าคาบของสัญญาณอินพุตเป็นคลื่นรูปไซน์ เอกลักษณ์คือตำแหน่งมุมของการหมุน เพื่อหาแบบจำลองการตอบสนองของของผู้ทดลองแต่ละคน ซึ่งจะทดลองที่ความถี่ 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 และ 1.1 Hz จากนั้นนำข้อมูลที่ได้ไปหาแผนภาพโบดี ซึ่งจะนำไปสู่การหาแบบจำลองการตอบสนองของการสั่น



รูปที่ 2 แผนภาพการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่

- บันทึกตำแหน่งการหมุนของข้อมือเทียบกับเวลาโดยคอมพิวเตอร์จะเก็บข้อมูลของตำแหน่งการหมุนทุก 0.05 วินาทีตลอดระยะเวลาการทดลอง
- ทำการทดลอง step response ซ้ำตามข้อที่ 3 อีกครั้ง เพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของการตอบสนองเทียบกับการตอบสนองก่อนเริ่มทดลองการตอบสนองเชิงความถี่ (ข้อ 4)

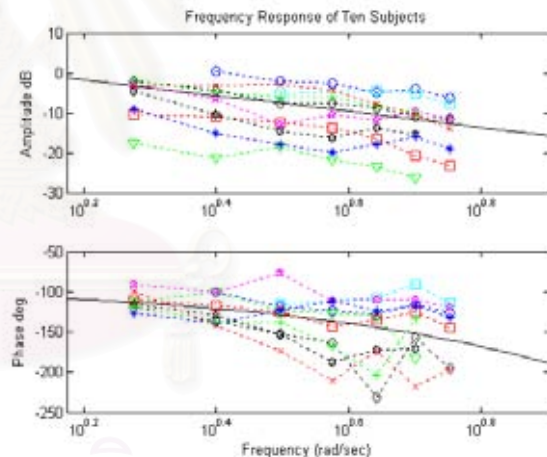
ในการทดลองข้อที่ 4 ได้เลือกทดลองที่ความถี่ 0.3 - 1.1 Hz เพราะว่าที่ความถี่ต่ำผู้ทดลองจะพยายามหมุนแขนเกินขอบเขตที่สามารถทำได้ และที่ความถี่สูงผู้ทดลองส่วนใหญ่ไม่สามารถตอบสนองได้ทัน ซึ่งสังเกตจากผลการทดลองที่ให้ค่าความถี่เอ้าท์พุทไม่เท่ากับค่าความถี่อินพุท



รูปที่ 3 ภาพแสดงผู้ทดลองขณะทำการทดลอง

4. ผลการทดลอง

ข้อมูลที่ได้จากผลการทดลองการตอบสนองเชิงความถี่โดยทดสอบกับผู้ทดลองสายตาปกติทั้งสิ้น 10 คน เมื่อนำไปคำนวณหาค่าแอมพลิจูดและเฟสด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ จากนั้นนำมาพล็อตแผนภาพโบดีซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แผนภาพโบดีของผู้ทดลองทั้งหมดและค่าเฉลี่ยของค่าเกนและเฟส

รูปที่ 4 (บน) แสดงอัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองทั้งหมด จะพบว่ามีลักษณะคล้ายเส้นตรง ดังที่ได้แสดงด้วยเส้นทึบในรูปความถี่เชิงลอการิทึมของอัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองกับเส้นตรงนั้นแสดงอยู่ในตารางที่ 1 จากตารางที่ 1 จะเห็นว่ามีความชันที่หาจากวิธี Linear Regression จะมีค่าเฉลี่ย เท่ากับ -19.45 dB/decade และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) เฉลี่ย 1.92 dB/decade เนื่องจากค่าความชันเฉลี่ยของผู้ทดลองมีค่าใกล้เคียง -20 dB/decade ดังนั้นเราจึงสามารถประมาณด้วยอินทิเกรเตอร์ซึ่งมีอัตราการขยายเชิงความถี่เป็นเส้นตรงที่มีค่าความชันเท่ากับ -20 dB/decade ร่วมกับค่า Gain ดังสมการฟังก์ชันถ่ายโอน K/s โดยค่า Gain ของผู้ทดลองแต่ละคนมีค่าแตกต่างกันดังตารางที่ 1 ค่า Gain นี้มี

ค่าแตกต่างกันโดยค่ามากที่สุดมากถึง 3 เท่าของค่าน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.99 นอกจากนี้ตารางที่ 1 แสดงค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรงที่มีค่าความชัน -20 dB/decade (RMSE) เฉลี่ยเท่ากับ 1.87

ตารางที่ 1 ค่าความชันของแอมพลิจูด (Slope), ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) และ ค่าอัตราส่วนระหว่างเอาต์พุตและอินพุต (Gain) และ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรงที่มีค่าความชัน -20 dB/decade (RMSE) ของผู้ทดลองทั้งสิบคน

No.	Slope(dB/decade)	RMSE(dB)	Gain,K	RMSE(dB)
1	-19.47	0.58	1.12	0.55
2	-16.25	0.67	1.26	0.81
3	-17.37	0.82	1.41	0.84
4	-17.04	1.79	1.58	1.67
5	-19.71	1.99	1.78	1.78
6	-26.92	2.01	2.00	2.24
7	-18.62	2.50	2.24	2.30
8	-21.80	2.51	2.51	2.31
9	-13.32	2.58	2.82	2.68
10	-24.04	3.73	3.16	3.53
ค่าเฉลี่ย	-19.45	1.92	1.99	1.87
STD	3.96		0.69	

เมื่อพิจารณารูปที่ 4 (ล่าง) พบว่าค่าเฟสมีค่าเริ่มต้นประมาณที่ -90 องศา และมีแนวโน้มลดลง โดยถ้าประมาณว่าการเปลี่ยนแปลงของค่าเฟสกับความถี่ที่เกิดจากเวลาประวิง จะสามารถหาค่าเวลาประวิงได้ตั้งแสดงได้ในตารางที่ 2 การหาค่าเวลาประวิงสามารถทำได้โดยใช้แบบจำลองที่อยู่ในรูปของอินทิเกรเตอร์ร่วมกับค่าเกน และเวลาประวิง (delay time) ซึ่งสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนดังนี้

$$G(s) = \frac{K}{s} e^{-\Gamma s} \quad (2)$$

โดยค่า K คือค่าเกนของผู้ทดลองแต่ละคน และ Γ คือเวลาประวิง (วินาที) ของผู้ทดลองแต่ละคน เวลาประวิงของผู้ทดลองแต่ละคนสามารถหาได้จากสมการดังนี้

$$\angle G(s) = \angle \frac{K}{s} + \angle e^{-\Gamma s} \quad (3)$$

เมื่อแปลงมุมเฟสให้อยู่ในรูปขององศาได้ดังนี้

$$\angle G(s) = -90 - 360 \Gamma f \quad (4)$$

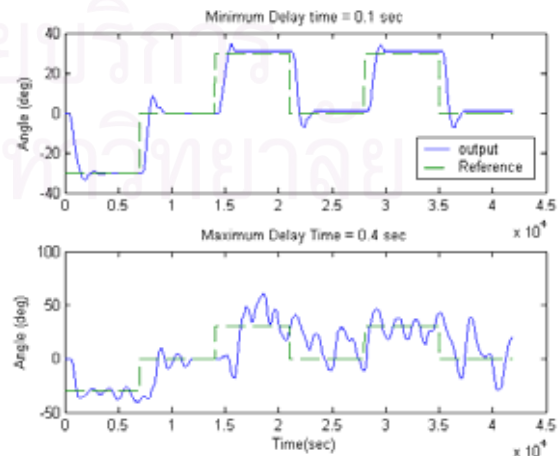
โดยค่า f คือสัญญาณความถี่อินพุตที่เป็นคลื่นรูปไซน์ สมการที่ (4) นี้สามารถนำมาใช้ในการหาค่าเวลาประวิงของแต่ละคนได้ โดยใช้วิธี Linear Regression

จากตารางที่ 2 จะเห็นว่าค่าเวลาประวิงมีค่าตั้งแต่ 0.07 ถึง 0.39 วินาที มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.22 วินาที และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.12 วินาที โดยที่ข้อมูลเฟสของแต่ละคนมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลจากสมการที่ 4 (RMSE) โดยเฉลี่ย 16.92 degree

ตารางที่ 2 เวลาประวิงซึ่งได้จากการคำนวณเฟสในการตอบสนองเชิงความถี่ (D1), เวลาประวิงซึ่งวัดจากการทดลองมุมอ้างอิงต่างๆ (D2) และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลจากสมการที่ 4 (RMSE)

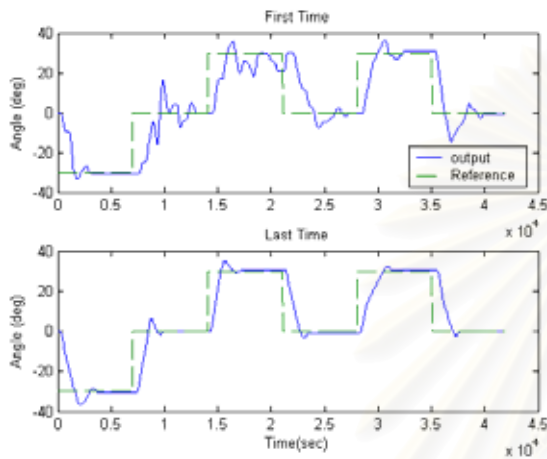
No.	D1(sec)	D2(sec)	RMSE(degree)
1	0.35	0.45	26.32
2	0.12	0.50	7.91
3	0.30	0.30	26.49
4	0.21	0.40	18.55
5	0.08	0.35	14.40
6	0.17	0.45	9.17
7	0.33	0.30	14.35
8	0.39	0.65	23.96
9	0.14	0.50	16.72
10	0.07	0.35	11.35
ค่าเฉลี่ย	0.22	0.43	16.92
STD	0.12	0.11	

จากการสังเกตพบว่าค่าเวลาประวิงมีความสำคัญต่อการควบคุมอย่างยิ่งดังแสดงในรูปที่ 5 ผลการตอบสนองต่อมุมอ้างอิง (การทดลองข้อ 3) ของผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงน้อยแสดงในรูปที่ 5 (บน) และผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงมากแสดงในรูปที่ 5 (ล่าง) จะเห็นว่าผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงน้อยเข้าสู่สถานะอยู่ตัวได้ดีกว่าผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงมาก นอกจากนี้ยังพบว่าเวลาประวิงที่ได้จากการตอบสนองเชิงความถี่ไม่ตรงกับที่ได้จาก step response และเมื่อสอบถามผู้ทดลองพบว่าอาจจะเกิดจากความคุ้นเคยในการทำการทดลองการตอบสนองเชิงความถี่ ทำให้ผู้ทดลองบางท่านสามารถคาดเดาการเคลื่อนที่ล่วงหน้าได้ ทำให้เวลาประวิงที่ได้จากบางคนจึงไม่สอดคล้องกับผลการทดลอง step response แต่ส่วนใหญ่มีแนวโน้มเหมือนกัน



รูปที่ 5 เปรียบเทียบผลการทดลองที่มีต่อมุมอ้างอิงต่าง ๆ ของผู้ทดลองที่มีเวลาประวิงน้อยที่สุด(บน) และมากที่สุด(ล่าง)

นอกจากนี้แล้วยังพบว่า ค่าเกณฑ์ของผู้ทดลองอาจมีการลดลงตามระยะเวลาที่ทำการทดลอง ดังแสดงที่ในรูปที่ 6 ในรูปที่ 6 (บน) แสดงผลการตอบสนองต่อมุมอ้างอิงในตอนเริ่มทดลองของผู้ทดลองท่านหนึ่ง(การทดลองข้อ 3) และในรูปที่ 6 (ล่าง) แสดงผลการทดลองเดียวกันในตอนสุดท้ายของการทดลอง (การทดลองข้อ 6) จะเห็นว่าในตอนแรกผู้ทดลองยังไม่สามารถทำได้ดี แต่หลังจากที่ได้ใช้เวลาทดลองช่วงหนึ่ง ผู้ทดลองสามารถเรียนรู้และคุ้นเคยกับตัวกระตุ้นทำให้สามารถตอบสนองได้ดีขึ้น ซึ่งการเรียนรู้จะมาจากผลลดเกณฑ์ K (ในสมการที่ 2) ซึ่งต้องมีการศึกษาต่อไป



รูปที่ 6 การเปลี่ยนแปลงของผลการทดลองที่มีต่อมุมอ้างอิง เมื่อเริ่มต้นทดลอง และการทดลองครั้งสุดท้าย ของผู้ทดลองคนหนึ่ง

5. สรุป

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของการเคลื่อนไหวของแขนที่มีต่อสัญญาณสัมผัสของแต่ละบุคคลมีความคล้ายคลึงกันโดยสามารถประมาณได้เป็น อินทิเกรเตอร์ ร่วมกับ ค่าเกณฑ์ และเวลาประวิง โดยมีค่าเกณฑ์เฉลี่ยประมาณ 2 และค่าเวลาประวิงเฉลี่ยประมาณ 0.22 วินาที โดยที่ค่าเกณฑ์และค่าเวลาประวิงนี้จะมีความแตกต่างระหว่างบุคคลอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นการออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่ที่จะต้องคำนึงถึงค่าเหล่านี้ด้วย

8. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณผู้ทดลองทุกท่านที่อุทิศสละเวลาอันมีค่า

เอกสารอ้างอิง

- [1] Grigore C. Burdea, *Force and touch feedback for virtual reality*, John Wiley & Sons, 1 edition, August 1996, pp.14 – 17
- [2] Sunita Ram and Jennie Sharf, *Wearable Computers*, IEEE CNF, 1998. Digest of Papers. Second International Symposium on , 19-20 Oct. 1998, pp. 166 -167
- [3] Thomas P. Way and Kenneth E. Barner, *Automatic Visual to Tactile Translation*, IEEE Transactions on rehabilitation
- [4] Norman S. Nise, *Control Systems Engineering*, John Wiley & Sons, Inc , 3 edition, 2000

[5] James J. Collins, *Noise That Keeps a Body on Balance*

<http://www.nytimes.com/2002/11/14/>

technology/circuits/14next.html

[6] Tom Pilutti and A. Galip Ulsoy, *Identification of Driver State for Lane-Keeping Tasks*, IEEE Transaction on systems, man, and cybernetics, vol. 29, no.5, September 1999, pp. 486-502

[7] พงศธร ตรีอำพล และ ศุภวุฒิ จันทรานูวัฒน์, “การควบคุมการเคลื่อนที่หนึ่งของคานาอิสระของแขน โดยใช้การป้อนกลับด้วยการสัมผัสเทือนชนิดสัมผัส”, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 17 15 – 17 ตุลาคม 2546 จังหวัดปราจีนบุรี

[8] Steven C. Chapra and Raymond P. Canale, “Numerical Methods for Engineers,” 3rd ed. , 1998, pp. 443-445



ภาคผนวก ค

ภาพไปสเตอร์

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Arm Movement Guidance using Vibrotactile Feedback

Objective

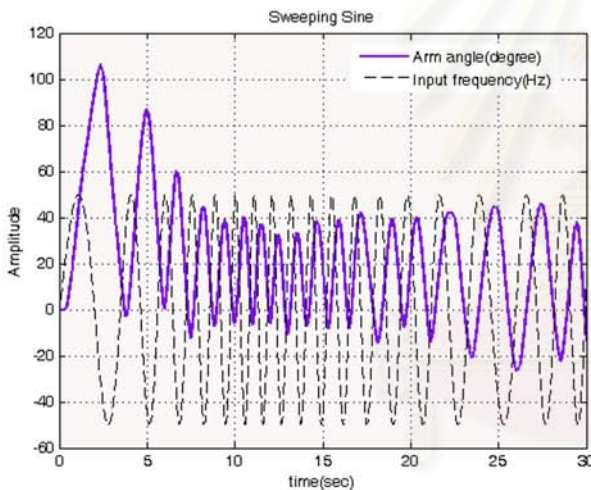
To design a movement guidance system for visually impaired people by sending vibration signal to the subjects' skin by which various movements of the subject are associated with the signals at various location on the body.



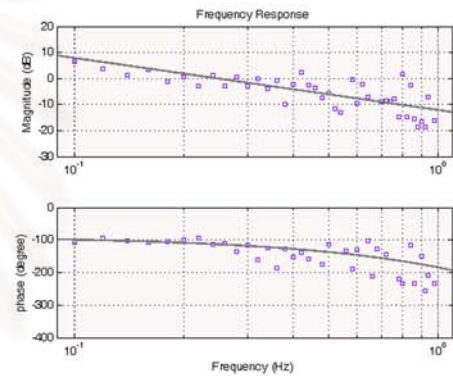
A vibrotactile actuator capable of producing up to 50 Hz signal



Arm Movement guided by vibrotactile actuator sending vibration signal to skin.



Sine sweeping experiment

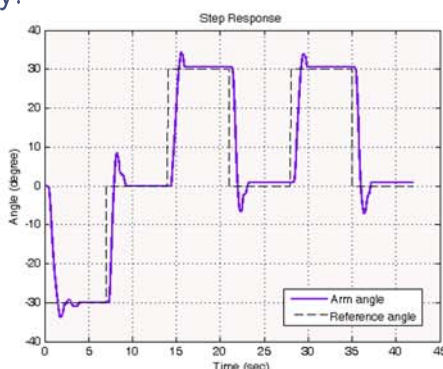


Frequency response of arm movement

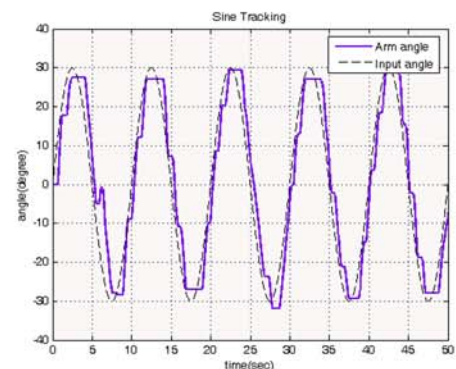
Mathematic model is established from frequency response data using FFT ratio of an output to an input. The model can be approximate using a transfer function with a gain, an integrator and a time delay.

$$G(s) = \frac{K}{s} e^{-Ts}$$

Human bandwidth for random signal is limited to 1 Hz. The sine sweeping exciting experiment is carried out to research the relationship between human response and frequency (below 1 Hz). The experiment result show that human gain tend to decrease at high frequency. The phase difference also grows increasingly negative at high frequency.



Step response by using closed loop P-controller to guided the arm from position to position



An appropriate guidance system to the desired direction or desired path with rapidity and accuracy is PD-controller with deadzone.

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายพงศธร ศรอำพล เกิดเมื่อวันที่ 28 มีนาคม พ.ศ.2522 ภูมิลำเนาอยู่ที่จังหวัด กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนต้นจากโรงเรียน อัสสัมชัญ จังหวัด กรุงเทพมหานคร สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียน เตรียมอุดมศึกษา จังหวัดกรุงเทพมหานคร ในปีการศึกษา 2539 หลังจากนั้นได้เข้าศึกษาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จาก ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ ในปีการศึกษา 2543 และได้เข้าศึกษาต่อ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปี พ.ศ.2544



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย